



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM**  
**ENGENHARIA MECÂNICA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO  
MECÂNICO PARA ACENTUAÇÃO DA AÇÃO  
MUSCULAR EXCÊNTRICA EM EQUIPAMENTOS DE  
MUSCULAÇÃO COM SISTEMA DE CAMOS.**

**MARCEL BAHIA LANZA**

Belo Horizonte, 24 de fevereiro de 2011.

Marcel Bahia Lanza

**DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO  
MECÂNICO PARA ACENTUAÇÃO DA AÇÃO  
MUSCULAR EXCÊNTRICA EM EQUIPAMENTOS DE  
MUSCULAÇÃO COM SISTEMA DE CAMOS.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da  
Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de  
Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Projeto Mecânico

Orientador: Prof. Antônio Eustáquio de Melo Pertence

UFMG

Belo Horizonte  
Escola de Engenharia da UFMG  
Ano 2011



**Universidade Federal de Minas Gerais**  
**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica**  
Av. Antônio Carlos, 6627 – Pampulha 31.270-901 – Belo Horizonte – MG.  
Tel.: +55 31 3499-5145 – Fax: + 55 31 3443-3783  
[www.demec.ufmg.br](http://www.demec.ufmg.br) – E-mail: [cpgmec@demec.ufmg.br](mailto:cpgmec@demec.ufmg.br)

## **DESENVOLVIMENTO DE UM DISPOSITIVO MECÂNICO PARA ACENTUAÇÃO DA AÇÃO MUSCULAR EXCÊNTRICA EM EQUIPAMENTOS DE MUSCULAÇÃO COM SISTEMA DE CAMOS.**

**MARCEL BAHIA LANZA**

Dissertação defendida e aprovada em 24 de fevereiro de 2011, pela Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de “**Mestre em Engenharia Mecânica**”, na área de concentração de “**Projeto Mecânico**”.

---

**Prof. Dr. Antônio Eustáquio de Melo Pertence – UFMG – Orientador**

---

**Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas – UFMG - Examinador**

---

**Prof. Dr. Paulo Roberto Cetlin – UFMG - Examinador**

---

**Prof. Dr. Haroldo Béria Campos – UFMG - Examinador (Suplente)**

## **AGRADECIMENTOS**

**À Deus em primeiro lugar por tudo que tem me proporcionado.**

**Ao meu orientador Dr. Antônio Eustáquio de Melo Pertence, que desde o primeiro momento que apresentei minha idéia me incentivou, orientou e me guiou da melhor maneira durante todo o caminho.**

**Ao professor Dr. Mauro Heleno Chagas por me acolher, auxiliar, abrir as portas e mostrar o caminho do conhecimento.**

**Aos meus pais pelos incentivos constantes aos estudos.**

**À Priscilla, por seu carinho e dedicação para que eu sempre vença.**

**À todos que me ajudaram durante a coleta de dados.**

**Ao Ms. Hugo Cesar Martin Costa, por sua ajuda decisiva na análise dos dados.**

**A mestranda Erica Fisher por me auxiliar nos procedimentos de coleta iniciais.**

**À todos que de alguma maneira me auxiliaram e agregaram conhecimento durante essa fase importante da minha vida.**

**MUITO OBRIGADO!**

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS .....	7
LISTA DE GRÁFICOS .....	9
LISTA DE TABELAS .....	10
ABREVIATURAS E SIGLAS .....	11
RESUMO .....	12
1. INTRODUÇÃO .....	13
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	16
2.1 Ações musculares e aplicação de cargas mecânicas distintas .....	18
2.1.1. Força muscular e Hipertrofia .....	18
2.1.2 Nível de ativação eletromiográfica .....	21
2.1.3 Recrutamento de unidades motoras.....	22
2.1.4 Resistência a fadiga.....	25
2.2 Alavancas.....	25
2.3 Equipamentos de musculação .....	28
2.3.1 Equipamentos sem sistema de camos.....	31
2.3.2 Equipamentos com sistema de camos .....	32
2.4 Eletromiografia .....	33
2.4.1 Análise do domínio da frequência.....	34
2.4.2 Análise do domínio do tempo .....	34
2.5 Programa de aquisição de dados .....	36
2.5.1 Dasylab <sup>®</sup> .....	36
3. METODOLOGIA .....	38
3.1. Desenvolvimento do dispositivo mecânico .....	38
3.2. Delineamento experimental para verificar o efeito do dispositivo mecânico na ativação muscular .....	42
3.3. Amostra .....	44
3.4. Equipamentos e acessórios .....	44
3.5. Procedimentos.....	45
3.5.1 Sessões 1 e 2 – Teste de 1RM, familiarização e caracterização da amostra .....	45
3.5.2 Sessões 3 e 4 – Protocolos de treinamento .....	47
3.6. Variáveis mensuradas.....	50

3.6.1 Variáveis eletromiográficas .....	50
3.6.2 Duração da repetição .....	50
3.6.3 Análise estatística.....	51
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	52
4.1 Dispositivo mecânico .....	52
4.2 Resultados do efeito da aplicação do dispositivo mecânico.....	53
4.3 Discussão do Efeito do Dispositivo na Ativação Muscular .....	56
5 CONCLUSÃO .....	59
6. SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS .....	60
ABSTRACT .....	61
ANEXO 1 .....	71

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1. Movimento de flexão (a) e extensão de cotovelos (b) .....	17
FIGURA 2.2 Princípio da alavanca .....	26
FIGURA 2.3 Tipos de alavancas .....	27
FIGURA 2.4 Exemplos de aplicações dos tipos de alavancas .....	28
FIGURA 2.5 <i>Nals</i> , artefato de pedra utilizado por praticantes de atividade física no século XI.....	28
FIGURA 2.6 Máquina criada por Alexander Zander. ....	29
FIGURA 2.7. Máquina criada pelo americano Arthur Jones no final dos anos 60. ....	30
FIGURA 2.8. Uso de anilhas e barras retangulares (tijolos).....	30
FIGURA 2.9 Equipamento de musculação sem sistema de camos. ....	31
FIGURA 2.10 Equipamento de musculação com sistema de camos.....	32
FIGURA 2.11. Princípio de funcionamento do camos, variação do braço de resistência	33
FIGURA 2.12. A) Sinal eletromiográfico bruto. B) Sinal eletromiográfico retificado...	35
FIGURA 2.13. <i>Worksheet</i> de aquisição montado na área de trabalho do programa. ....	37
FIGURA 2.14 <i>Worksheet</i> de leitura.....	37
FIGURA 3.1 Representação do flexor de joelho sentado. ....	38
FIGURA 3.2 A - regulagem da variação da angulação e aproximação do encosto em relação ao assento. ....	39
FIGURA 3.3 Esquema do princípio de funcionamento do flexor de joelhos sentado....	40
FIGURA 3.4 Comutação dos valores da medida (a) no mecanismo expensor durante as ações concêntrica e excêntrica. ....	41
FIGURA 3.5. Exemplo de anilhas utilizadas no estudo.....	42
FIGURA 3.6 A – fim de curso superior, B – fim de curso superior.....	42
FIGURA 3.7 Delineamento experimental do estudo. 1RM: teste de uma repetição máxima. ....	43
FIGURA 3.8 Materiais utilizados para captação do sinal eletromiográfico. ....	44
FIGURA 3.9 Eletrogoniômetro. ....	45
FIGURA 3.10 Partes do corpo que eram amarradas. A - região pélvica, B - coxa, C - pé esquerdo. ....	46
FIGURA 3.11 A - posicionamento dos eletrodos no músculo bíceps femoral. ....	48

FIGURA 4.1 Esquema do dispositivo mecânico desenvolvido para à acentuação da ação excêntrica.....	52
FIGURA 4.2 Dispositivo mecânico integrado ao flexor sentado.....	53
FIGURA 4.3 A - trava do sistema da alavanca e o B - adaptações mecânicas em partes mecânicas adjacentes a região do dispositivo mecânico.....	53



## LISTA DE GRÁFICOS

GRAFICO 4.1. Duração das séries.....	54
GRAFICO 4.2. Comparação entre protocolo e séries.....	55
GRAFICO 4.3. Comparação entre protocolo e séries.....	56

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 3.1 Protocolos de treinamento utilizados.....	49
Tabela 4.1 Caracterização da Amostra .....	54

## ABREVIATURAS E SIGLAS

1RM	Uma Repetição Máxima
AC	Ação Concêntrica
AE	Ação Excêntrica
AI	Ação Isométrica
ANOVA	Análise de Variância
Bf	Braço de Força
BIOLAB	Laboratório de Biomecânica
Br	Braço de Resistência
CENESP	Centro de Excelência Esportiva
EEFFTO	Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
EMG	Eletromiografia
iEMG	Integral da Atividade Eletromiográfica
F	Força
FIG	Figura
GC	Grupo Controle
GRAF	Gráfico
LAMUSC	Laboratório de Treinamento na Musculação
Mv	Milivolts
Ms	Milissegundos
R	Resistência a ser vencida
Rad/s	Radiandos por segundo
RMS	Root Mean Square
SNC	Sistema Nervoso Central
TAB	Tabela
TDREC	Treinamento Dinâmico com Resistência Externa Constante
TR_AC	Treinamento Somente com Ação Concêntrica
TR_AC-AC	Treinamento Ação Concêntrica com Ação Concêntrica
TR_AC_AE	Treinamento Ação Concêntrica com Ação Excêntrica
TRV	Treinamento com Resistência Variável
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
UM	Unidade Motora
UMcl	Unidade Motora de Contração Lenta
UMcr	Unidade Motora de Contração Rápida
UMs	Unidades Motoras

## RESUMO

Vários estudos têm mostrado que o ser humano é capaz de produzir maiores valores de força durante a ação muscular excêntrica do que durante as ações musculares concêntricas e isométricas. Entretanto, a maioria dos equipamentos tradicionalmente utilizados para o treinamento na musculação, que apresentam um funcionamento mecânico caracterizado por um sistema de cabos e polias, tem a limitação de não poder controlar a carga mecânica imposta ao indivíduo de maneira diferenciada durante a realização das diferentes ações musculares, ou seja, a carga mecânica é a mesma durante as diferentes ações musculares. Sendo assim, um dispositivo mecânico capaz de modular essa carga durante a ação muscular excêntrica pode trazer grandes benefícios aos praticantes de musculação e pode permitir uma prescrição de treinamento físico mais adequado para atletas que visam um aumento máximo da força muscular. Desta forma, a proposta do presente estudo é dividida em duas etapas: a) desenvolver um dispositivo mecânico que, adaptado a um equipamento de musculação tradicional, possibilite aumentar a carga mecânica imposta na ação excêntrica e permita graduar este aumento na carga mecânica de acordo com a intensidade desejada; b) verificar o efeito do uso do dispositivo a uma carga mecânica 40% maior durante a ação excêntrica em relação à concêntrica durante a ativação muscular dos músculos bíceps femoral e gastrocnêmio medial através da eletromiografia de superfície, para o exercício de flexão de joelhos. O músculo sinergista do movimento (gastrocnêmio medial) não apresentou diferenças significativas de integral eletromiográfica (iEMG) entre as séries dos protocolos analisados. Já o músculo agonista do movimento (bíceps femoral) apresentou diferenças significativas de iEMG entre as séries do protocolo A quando comparada as séries do protocolo B. Conclui-se que o dispositivo criado alcançou o objetivo de regular a intensidade do esforço durante a ação excêntrica e ainda mostra resultados positivos na ativação muscular.

Palavras Chaves: ação muscular, atividade eletromiográfica, dispositivo mecânico, aparelhos de musculação.

# 1 INTRODUÇÃO

Os aparelhos utilizados para o treinamento esportivo e para a mensuração do nível de desempenho de força possibilitam a aplicação de diferentes formas de resistência externa. Alguns aparelhos isocinéticos oferecem uma resistência dinâmica variável ou invariável, enquanto os pneumáticos apresentam uma resistência dinâmica invariável. Os aparelhos “tradicionais”, usados normalmente em academias, também oferecem uma resistência dinâmica invariável (sem a presença de camos) ou resistência dinâmica variável (com a presença de camos).

Os aparelhos isocinéticos são computadorizados e eletronicamente controlados. Com esse aparelho é possível determinar a resistência oferecida ao praticante de acordo com a ação muscular. Durante uma ação concêntrica a força é aplicada pelo praticante, mas na ação excêntrica o aparelho modula a resistência de acordo com a força que o mesmo realizou durante a ação concêntrica. Esses aparelhos produzem um torque resistente igual ao produzido pelo músculo mas em sentido contrário e, como não há aceleração, visto que a somatória das forças é zero, a velocidade é mantida constante (SIQUIEROLI, 2007). Portanto a alteração da força durante um ângulo proposto em uma ação muscular pode fazer com que o exercício se torne de resistência variável.

Já os aparelhos pneumáticos funcionam por meio de um sistema de ar comprimido, que proporciona a resistência durante a execução do exercício. Com o aumento ou diminuição da pressão de trabalho, se aumenta ou diminui a resistência à execução do exercício.

Os aparelhos “tradicionais” ou aparelhos de musculação são usados geralmente em centros de treinamentos, academias e clubes. Característico desses aparelhos é o funcionamento mecânico por meio de sistemas de cabos, correias, polias e alguns apresentam o sistema de camos. Há também os que funcionam por meio de guias e plataformas. Esses aparelhos podem proporcionar uma resistência dinâmica invariável ou variável. Os equipamentos com resistência dinâmica invariável são caracterizados pela aplicação de uma carga mecânica constante durante todo o movimento. Já os de

resistência variável são caracterizados principalmente pela presença do camos, que tem como finalidade variar a resistência ao longo movimento.

A utilização destes aparelhos tradicionais, com ou sem a presença do camos, envolve a realização de um trabalho positivo (força aplicada na direção do movimento) e negativo (força aplicada contra a direção do movimento), denominados respectivamente de ação muscular concêntrica e excêntrica. Embora esses tipos de ações musculares difiram entre si, a resistência mecânica oferecida pelos aparelhos é a mesma durante a fase concêntrica e excêntrica do movimento. Esta é uma limitação mecânica deste tipo de aparelhagem, que também representa uma restrição nas possibilidades de estimulação durante o treinamento da força muscular, considerando-se as características neuromusculares associadas às ações musculares concêntricas e excêntricas (NARDONE *et al.*, 1989; ABBRUZZESE *et al.*, 1994; ENOKA, 1996, HIGBIE *et al.*, 1996, AAGAARD *et al.*, 2000).

Vários estudos têm demonstrado que a ação muscular excêntrica é diferente da ação muscular concêntrica tanto no que diz respeito às suas características neuromusculares, quanto às adaptações provocadas pelo treinamento. Uma característica muito importante da ação excêntrica é que durante a execução do movimento a carga mecânica suportada pelo indivíduo é sempre maior que a carga mecânica suportada durante a ação concêntrica. Isso pode ser explicado por distinções nas características neuromusculares dessas ações como diferenças no recrutamento das fibras musculares e maior participação dos componentes passivos do músculo. Muitos estudos têm mostrado que quando comparada à ação concêntrica, a ação excêntrica proporciona maiores ganhos de hipertrofia e força muscular. Por isso, um aparelho “tradicional” que proporcione uma ação excêntrica com uma carga mecânica maior que a concêntrica poderia trazer grandes benefícios aos praticantes de musculação, aos atletas e às possibilidades de pesquisas.

Pesquisas que mostram as diferenças entre as ações musculares têm utilizado normalmente aparelhos isocinéticos (HIGBIE *et al.*, 1996; HORTOBAGYI, 1996; LASTAYO *et al.*, 1999; SHEPSTONE *et al.*, 2005; FARTHING e CHILIBECK, 2003; CHAPAMAN *et al.*, 2006). Por se tratarem de aparelhos complexos, de custo elevado e acesso restrito, não representam a realidade dos aparelhos disponíveis para

um treinamento de força realizado pela maioria dos atletas e praticantes de musculação. Por isso, a realização de estudos com máquinas “tradicionais”, que são usadas com frequência por esses indivíduos, contribuirá para os avanços de conhecimento na área do treinamento de força muscular. Sendo assim, o presente estudo tem como objetivos:

- Desenvolver um dispositivo adaptado a um equipamento de musculação que permitirá regular a intensidade do esforço durante a ação muscular excêntrica.
- Comparar os efeitos de um protocolo de treinamento de força muscular realizado com e sem o uso do dispositivo mecânico na atividade eletromiográfica.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

É notável uma busca incessante da melhora do desempenho físico do corpo humano. Dentre os meios utilizados para alcançar um aumento no desempenho físico, a musculação é uma alternativa possível. A musculação pode ser definida como *“um meio de treinamento caracterizado pela utilização de pesos e máquinas desenvolvidas para oferecer alguma carga mecânica em oposição aos segmentos corporais”* (CHAGAS e LIMA, 2008). Esse meio de treinamento é utilizado para fins estéticos, de saúde, reabilitação e melhora do desempenho atlético e da vida cotidiana.

Segundo FLECK e KRAMER (2006) *“os termos treinamento contra a resistência, treinamento com pesos e treinamento de força têm sido utilizados para descrever um tipo de exercício que exige que a musculatura do corpo promova movimentos (ou tente) contra a oposição de uma força... ”*. A partir dessa definição percebe-se que esse tipo de treinamento pode ter várias vertentes levando-se em consideração que a força aplicada pode ser maior ou menor dependendo da resistência que se pretende vencer. Essa resistência pode ser oferecida por objetos como, por exemplo, os equipamentos de musculação, implementos (halteres, anilhas), ou mesmo pela própria massa corporal. Para vencer a resistência em questão os músculos envolvidos na tarefa irão realizar uma contração. O termo contração muscular tem sido utilizado para dizer que o músculo está sendo estimulado e esse processo acontece internamente por meio da formação de pontes cruzadas (CHAGAS e LIMA, 2008). A manifestação externa dessa contração muscular se dá através das ações musculares, que podem acontecer isoladamente ou em diferentes combinações (CHAGAS e LIMA, 2008).

As ações musculares estão relacionadas com a atividade realizada: se a atividade for estática temos uma ação muscular isométrica (AI), mas se a atividade for dinâmica acontece uma ação muscular concêntrica (AC) ou uma ação muscular excêntrica (AE) (KOMI, 2003). A ação isométrica acontece quando há uma contração dos elementos contráteis e nenhum movimento visível na articulação (WEINECK, 2003; FLECK e KRAMER, 2006). A ação concêntrica (fase positiva) acontece quando há o encurtamento da musculatura (FLECK e KRAMER, 2006), ou seja, há uma



aproximação da origem e inserção da musculatura envolvida. A ação excêntrica (fase negativa) acontece quando há o alongamento controlado da musculatura (FLECK e KRAMER, 2006), ou seja, há um afastamento da origem e inserção da musculatura envolvida. Essas ações musculares podem ser exemplificadas quando um indivíduo, partindo da posição ortostática, executa um movimento de flexão de cotovelos e em seguida retorna à posição inicial como indica a FIG. 2.1. Quando ele inicia o movimento de flexão de cotovelos acontece: (a) um encurtamento da musculatura envolvida (ação concêntrica) e, logo em seguida, ao iniciar o retorno para a posição inicial, (b) um alongamento da musculatura envolvida (ação excêntrica).

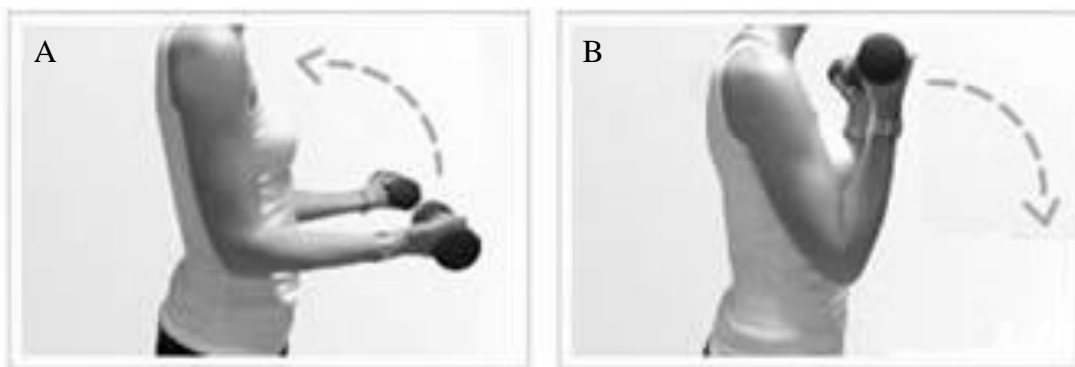


FIGURA 2.1. Movimento de flexão (a) e extensão de cotovelos (b). Seta para cima indica ação muscular concêntrica (flexão de cotovelo), seta para baixo, ação muscular excêntrica (extensão de cotovelo).

Ações musculares são realizadas a todo o momento, sendo determinadas pelo tipo de esporte escolhido, atividades do dia-a-dia ou pelo tipo de treinamento de força. Vários tipos de treinamento de força são encontrados na literatura e os autores utilizam diferentes terminologias para caracterizar estes treinamentos, como por exemplo: treinamento isométrico, treinamento dinâmico com resistência externa constante (TDREC), treinamento com resistência variável (TRV), treinamento excêntrico, entre outros (FLECK e KRAMER, 2006). Enquanto BADILLO e AYESTERÁN (2001) relataram os termos treinamento para a melhora da força máxima, treinamento para melhorar o IMF (Índice Muscular de Força), treinamento de força reativa, treinamento de resistência à força, ZATSIORSKY (1999) propõe as seguintes terminologias: método de esforço máximo, método de esforço submáximo e método de esforço repetido. Portanto, não parece existir consenso na literatura acerca da terminologia dos diferentes treinamentos de força existentes.

Um dos objetivos do presente estudo é comparar os efeitos de um protocolo de treinamento de força muscular realizado com e sem o uso de um novo dispositivo na atividade eletromiográfica. Com o uso do dispositivo proposto acontecerá uma alteração da carga mecânica imposta durante a ação excêntrica, aumentando a intensidade sobre essa ação. O aumento da carga durante o treinamento nas diferentes ações musculares apresenta adaptações distintas e assim abordam-se a seguir as diferentes respostas ao treinamento quando as ações musculares são realizadas com cargas diferentes.

## **2.1 Ações musculares e aplicação de cargas mecânicas distintas**

Os diferentes tipos de treinamentos de força permitem que as ações musculares sejam exigidas de maneiras variadas, mas os treinamentos que necessitam de grandes variações nas ações musculares têm de ser realizados em aparelhos isocinéticos. Esses aparelhos são os mais utilizados para investigar a diferenciação das ações musculares e, através dessas investigações, foram constatadas as distinções entre as ações musculares quando impostas aos treinamentos de força.

Essas diferenças estão ligadas às distintas respostas neuromusculares dessas ações (NARDONE *et al.*, 1989; ABBRUZZESE *et al.*, 1994; ENOKA, 1996, HIGBIE *et al.*, 1996; AAGAARD *et al.*, 2000) e, ainda, às adaptações provocadas pelo treinamento (HIGBIE *et al.*, 1996; FARTHING e CHILIBECK, 2003; BOWERS *et al.*, 2004; PASCHALIS *et al.*, 2005; CHAPAMAN *et al.*, 2006; PINCIVERO *et al.*, 2006). Esses dois fatores influenciam de maneira específica as respostas relacionadas à força muscular, hipertrofia, nível de atividade eletromiográfica, recrutamento de unidades motoras e resistência à fadiga.

### **2.1.1. Força muscular e Hipertrofia**

Força pode ser definida como a “*capacidade do músculo produzir tensão ao ativar-se ou, como se entende habitualmente, ao contrair-se*” (BADILLO e AYESTERÁN, 2001). A contração muscular é caracterizada pela realização de pontes cruzadas, ou seja, a ligação de duas proteínas contráteis: actina e miosina (POWERS e HOWLEY, 2000). Essas duas proteínas contráteis ficam localizadas na miofibrila e várias miofibrilas compõem uma fibra muscular. Cada fibra muscular é inervada por um

nervo motor, de forma que todas as fibras musculares conectadas a um mesmo nervo motor é denominado unidade motora (WILMORE e COSTILL, 2001). Quanto mais unidades motoras recrutadas, maior a magnitude da força, sendo que essa pode ser diferente de acordo com a ação muscular realizada, ou seja, em diferentes ações musculares, distintos níveis de força podem ser alcançados.

Já a hipertrofia muscular pode ser definida como o aumento da área de secção transversa do músculo (WILMORE e COSTILL, 2001), que provoca um aumento do mesmo (BADILLO e AYESTERÁN, 2001). O músculo cresce devido ao aumento do tamanho da fibra muscular e, com essa hipertrofia, o potencial de produção de força aumenta. Tanto para um treinamento que visa o aumento da força muscular quanto o aumento da área de secção transversa (hipertrofia) as ações musculares serão um dos fatores que determinarão os ganhos em ambos os casos.

No estudo de HORTOBAGYI *et al.* (1996), 24 mulheres participaram de um treinamento que envolvia a realização de 824 ações concêntricas ou excêntricas em uma velocidade de 1.05 rad/s administrados em quatro séries de 6 a 10 repetições, quatro vezes por semana durante 6 semanas. No início e final de cada treino eram realizados testes para força máxima isométrica, concêntrica e excêntrica. Os resultados mostraram que o treinamento com AE aumentou mais a força isométrica e excêntrica do que o treinamento concêntrico. Em um estudo de SHEPPARD *et al.* (2008) com 16 jogadores de vôlei, foram comparados dois protocolos de treinamentos com saltos sendo um com ação excêntrica acentuada, onde o indivíduo carregava um peso em cada mão e soltava durante a ação concêntrica; e o outro sem ação excêntrica acentuada, no qual os indivíduos não carregavam nenhum peso adicional durante a ação excêntrica. Foi verificado que durante o protocolo com AE acentuada a fase do salto onde essa ação era utilizada foi superior ao do outro protocolo. Seus resultados sugerem que, para jogadores de voleibol, um treinamento com ações excêntricas acentuadas favoreceria o desempenho, ou seja, faria com que a altura que o jogador consegue alcançar durante o salto seja maior. SPURWAY *et al.* (2000) realizaram uma comparação entre as ações excêntricas e concêntricas, onde dez homens e dez mulheres foram treinados em uma cadeira extensora de joelhos durante 6 semanas. Em um membro inferior eram realizadas apenas AC e no outro apenas AE e, ao início e final de cada sessão de treino eram realizados testes de força isométrica, concêntrica e excêntrica. Constatou-se que

ambos os membros aumentaram a força excêntrica, sendo que o treinamento excêntrico apresentou maiores aumentos de força que o concêntrico.

Já no estudo de GODARD *et.al* (1998) com 28 jovens não treinados, foram comparados dois protocolos de treinamento com TDREC, onde as ações musculares concêntricas e excêntricas eram iguais em um protocolo e no outro a ação excêntrica era acentuada em 40% com relação à concêntrica em um aparelho isocinético. Esse estudo mostrou aumentos significativos de força concêntrica em ambos os protocolos, mas não apresentou diferenças significativas entre eles. Já BRANDENBURG *et.al* (2002) compararam dois diferentes tipos de treinamento com resistências diferentes, um treinamento dinâmico com ações musculares iguais (mesma resistência para ambas as ações musculares) e outro com a ação excêntrica acentuada. Os protocolos mostraram aumentos significativos de força em 1RM concêntrica, mas o treinamento com ação excêntrica acentuada apresentou maior aumento no 1RM concêntrico. Os protocolos não apresentaram diferenças significativas na área de secção transversa. Resultados semelhantes foram encontrados por COLLIANDER e TESCH (1990).

DUDLEY *et al.* (1991) verificaram a importância das ações excêntricas no treinamento com pesos. Para isso foram realizadas de 4-5 séries com 6-12 repetições e os voluntários foram separados em 3 grupos: 1) o grupo realizava ações concêntricas seguidas de excêntricas em cada repetição (TR\_AC-AE); 2) Apenas ações concêntricas em cada repetição (TR\_AC); 3) apenas ações concêntricas e duas ações concêntricas representavam uma repetição (TR\_AC-AC) e 4) grupo controle (GC). Os autores verificaram que para aumento de força muscular o Tr\_ AC-AE foi mais eficiente do que o Tr\_AC-AC, e esse último melhor do que o Tr\_AC, chegando-se a uma conclusão de que um treinamento sem ações excêntricas pode comprometer os aumentos de força do indivíduo.

Portanto, pode-se verificar que, para o desenvolvimento da força e hipertrofia, existem diversos estudos que mostram as diferenças entre as ações musculares e sugerem que a ação excêntrica parece provocar um efeito diferenciado comparado com outras ações. Entretanto outro fator importante a ser verificado é a atividade elétrica dos músculos durante essas ações musculares.

### 2.1.2 Nível de ativação eletromiográfica

A maneira utilizada para investigar o nível de atividade muscular é a eletromiografia (EMG). A EMG mede o nível de atividade eletromiográfica através da quantificação dos sinais mioelétricos advindos do músculo (KONRAD, 2005). Esse sinal mioelétrico também é conhecido como potencial de ação (CLANCY *et al.*, 2001). Portanto na eletromiografia são verificados os potenciais de ação do músculo. Estudos mostram que a atividade eletromiográfica é diferente para as ações musculares com uma mesma intensidade de esforço.

Durante as ações concêntricas e isométricas a amplitude da EMG apresenta uma correlação elevada com a força muscular (BARROSO *et al.*, 2005). Já na ação excêntrica essa atividade é menor tanto em valores absolutos quanto relativos (BARROSO *et al.*, 2005). ENOKA (1996) reforça esse fato, ao afirmar que a atividade eletromiográfica durante uma ação excêntrica máxima é menor do que a atividade eletromiográfica durante uma ação concêntrica máxima. Isso foi relatado em outros estudos (GARNER *et al.*, 2008; ABBRUZZESE *et al.*, 1994; PINCEVERO *et al.*, 2006). No estudo de PINCEVERO *et al.* (2006) foi examinada a atividade eletromiográfica do músculo quadríceps femoral (posicionando os eletrodos nos músculos: vasto lateral, vasto medial e reto femoral) durante o movimento de extensão de joelhos em indivíduos fisicamente ativos. Verificou-se que a atividade eletromiográfica durante a AE foi menor do que na AC. FANG *et al.* (2001) corroboram esses resultados através de análises das ações concêntricas e excêntricas por meio da amplitude do sinal eletromiográfico e eletroencefalográfico. Os voluntários executaram 50 AE e 50 AC de flexão de cotovelos com 10% do peso corporal. A amplitude do sinal eletromiográfico foi menor nas ações excêntricas quando comparado com as ações concêntricas, mesmo sendo feito em uma mesma velocidade de execução e peso. Foi constatado também que os dados do eletroencefalograma mostraram que os sinais de *feedback* do sistema periférico foram significativamente maiores para AE. Através desses resultados, os autores chegaram à conclusão de que o cérebro provavelmente planeja e programa as ações excêntricas de maneira diferente que as concêntricas.

No estudo de TESCH *et al.* (1991) foram analisados 14 voluntários homens durante três séries de 32 ações voluntárias máximas concêntricas e excêntricas em dias

separados. Um dos objetivos do estudo foi verificar a atividade eletromiográfica durante o exercício e os autores constataram que a atividade eletromiográfica durante a AC foi maior do que durante a AE durante o protocolo de exercício proposto. Outro estudo mostra o oposto (ARIMDIS *et al.*, 1996). Evidências mostram que essas diferenças na atividade eletromiográfica durante a AC e AE ocorrem em indivíduos sedentários, mas não em indivíduos altamente treinados. No estudo de ARIMDIS *et al.* (1996) foi comparado um grupo de indivíduos altamente treinados com um grupo de indivíduos sedentários e constatou-se que o segundo grupo alcançou níveis de atividade eletromiográfica menores que o primeiro grupo.

Para FARINA *et al.* (2004), a eletromiografia de superfície compreende a soma da contribuição elétrica de unidades motoras ativas. Como esses sinais elétricos, ou seja, os potenciais de ação enviados pelo sistema nervoso central (SNC) são responsáveis pelo acionamento das unidades motoras, compreende-se então uma forte ligação entre a EMG e as unidades motoras.

### 2.1.3 Recrutamento de unidades motoras

As unidades motoras (UMs) são consideradas a unidade funcional do sistema neuromuscular (STAUDENMANN *et al.*, 2010). Uma UM é composta por um motoneurônio alfa e suas fibras musculares (POWERS e HOWLEY; 2000; STAUDENMANN *et al.*, 2010). A estrutura muscular apresenta unidades motoras de contração lenta (UMcl) e de contração rápida (UMcr). As UMcl possuem um pequeno corpo celular e inervam um conjunto de 10 a 180 fibras musculares enquanto a UMcr possui um corpo celular maior e inerva de 300 a 800 fibras musculares (WILMORE e COSTILL, 2001). Segundo SALE (1987) UMs menores geram forças menores, velocidade de contração menor, velocidade de condução menor, maior resistência a fadiga e limites inferiores de recrutamento sendo o inverso para UMs maiores. Entre esses extremos têm-se unidades motoras intermediárias. Diante dessa informação pode-se concluir que quando uma UM menor é estimulada menos fibras musculares serão recrutadas comparando com as UM maiores. A diferença de força entre essas UMs está ligada diretamente ao número de fibras musculares inervadas por cada fibra (WILMORE e COSTILL, 2001). Portanto, o tipo de UM que está sendo recrutada

durante as ações musculares é de fundamental importância no desenvolvimento da força.

Nas ações musculares concêntricas e isométricas, o recrutamento de UM segue o princípio de Henneman, ou princípio do tamanho, que diz que as unidades motoras menores e com menor velocidade de condução serão recrutadas antes das unidades motoras maiores e com maior velocidade de condução (RIEK e BAWA, 1992; LINNAMO et al., 2003). Já a ação excêntrica parece não apresentar uma ordem de recrutamento para as unidades motoras (ABBRUZZESE *et al.*, 1994), e pode até apresentar uma redução da excitabilidade de motoneurônios menores (ABBRUZZESE *et al.*, 1994; ENOKA, 1996). Essa redução da excitabilidade de motoneurônios acarreta um recrutamento de unidades motoras rápidas, que apresentam características distintas das unidades motoras lentas, influenciando de maneira específica nas adaptações neuromusculares. Entre essas características distintas das unidades motoras, o limiar de recrutamento é um aspecto importante (WILMORE e COSTIL, 2001).

O limiar de recrutamento se refere à quantidade mínima de estimulação para desencadear uma resposta da unidade motora. Se a estimulação for menor do que a necessária não haverá contração muscular, ou seja, a unidade motora não será recrutada, isso é chamado de lei do tudo ou nada. Cada uma delas apresenta um limiar de recrutamento diferente: as UMcl apresentam um limiar menor e as UMcr apresentam um limiar maior. Outro aspecto importante é a frequência de disparo das unidades motoras.

A frequência de disparo é a frequência com que os potenciais de ação chegam à unidade motora recrutada. Para KOMI (2006) a frequência de disparo depende primariamente do nível de força e da velocidade da ação realizada e, ainda, pode ser considerado um dos fatores reguladores da força no músculo (ASTRAND, 2006). A frequência de disparo pode adotar três estratégias distintas para modular a força: a) estratégia muscular, b) disparo duplo e c) sincronia de UM (ENOKA, 2000). A estratégia muscular está relacionada com a mudança de disparo das unidades motoras durante a fadiga. Quando o indivíduo está mantendo uma contração muscular em estado de fadiga, acontece um declínio na frequência com que os potenciais de ação são disparados, sendo essa diminuição considerada um ajuste neural com as condições do

músculo durante a fadiga. Outro sistema modulador é o disparo duplo que acontece quando dois potenciais de ação ocorrem em um intervalo de mais ou menos 10 ms ocasionando, assim, um aumento da força exercida pela unidade motora. Normalmente o intervalo entre um disparo e outro seria em torno de 30 a 140 ms, o que corresponderia a 7 a 35Hz (ENOKA, 2000). Já a sincronia de UM é uma relação temporal entre os disparos de unidades motoras. Quando os disparos do potencial de ação de duas unidades motoras acontecem ao mesmo tempo e essas UM não são completamente independentes uma da outra, estes disparos são considerados sincronizados.

ENOKA (2000) coloca que “*o recrutamento de unidades motoras e a extensão da modulação da frequência de disparo pode ser específica para cada músculo*”. O autor exemplifica afirmando que, se o recrutamento de UMs de um músculo em parte se completa com 50% da força máxima, então os aumentos subsequentes da força, ou seja, 51% em diante, seriam realizados pelas variações da frequência de estimulação.

Na pesquisa de NARDONE *et al.* (1989) foram comparadas as ordens de recrutamento de unidades motoras em ações concêntricas e ações excêntricas nos músculos gastrocnêmio medial, gastrocnêmio lateral e sóleo. Os resultados sugerem que durante as ações excêntricas as unidades motoras de contração rápida, unidades com maior limiar de recrutamento, eram recrutadas em maior número.

No estudo de COLLIANDER e TESCH (1990), que envolveu um treinamento de salto vertical unilateral e bilateral durante três semanas, comparou-se um treinamento de salto somente com ações concêntricas com um de ações excêntricas e concêntricas. Ambos os treinamentos mostraram aumentos significativos da área de secção transversa das fibras de contração lenta, mas somente o treinamento com ações excêntricas e concêntricas apresentou aumento significativo no tamanho das fibras de contração rápida. Por se tratar de um treinamento com saltos, uma transferência desses resultados para um treinamento com pesos é limitada. Contudo, ainda são poucos os estudos que abordam essa questão na musculação.



#### 2.1.4 Resistência a fadiga

Segundo PLATONOV e BULATOVA (2003) resistência a fadiga pode ser definida como a capacidade de realizar um exercício de maneira eficaz, superando a fadiga que o mesmo produz. Para WILMORE e COSTILL (2001), o termo fadiga deve ser utilizado para descrever a sensação de cansaço e, na sequência, uma redução do desempenho muscular. A fadiga pode ser alcançada devido à depleção das fontes de energia encontradas no músculo; acúmulo de subprodutos metabólicos; falha do sistema nervoso e falha no mecanismo contrátil das fibras musculares. Nenhum desses fatores irá conseguir isoladamente explicar todos os aspectos da fadiga, sempre havendo uma interação entre eles (WILMORE e COSTILL, 2001). Para PLATONOV e BULATOVA (2003), a tensão máxima que um músculo pode desenvolver também é afetada pela fadiga. “*A fadiga e a taxa de desenvolvimento de tensão de um músculo são afetadas pelo tipo de fibra muscular*” (MCGUINIS, 2002). Diante dessa afirmação, pode-se concluir que durante as ações musculares o recrutamento de diferentes tipos de fibras irá determinar o nível de fadiga alcançada, ou seja, unidades motoras distintas terão resistência à fadiga diferentes. A resistência a fadiga irá variar de acordo com esse recrutamento, alterando de acordo com a ação muscular que está acontecendo.

Na pesquisa de KAY *et al.* (2000) foi investigado o perfil neuromuscular das diferentes ações musculares (AE, AC e AI) em condições de fadiga por meio de um protocolo de treinamento no dinamômetro isocinético, de forma que o indivíduo era submetido a 100 segundos de contração durante o movimento de extensão de joelhos com o membro inferior direito. Os autores verificaram que a resposta de fadiga foi significativamente menor na ação excêntrica do que nas ações concêntricas e isométricas.

TESCH *et al.* (1990) analisaram 14 voluntários homens durante três séries de 32 ações voluntárias máximas concêntricas ou excêntricas em dias separados. Foi utilizada a eletromiografia de superfície para registrar a atividade muscular, e a integral do sinal eletromiográfico foi calculada para expressar o nível da atividade muscular. Também foi avaliado o torque do indivíduo ao longo do protocolo de treinamento. Verificou-se que no início do exercício o torque era maior para ações excêntricas do que para concêntricas e, no decorrer do protocolo, não houve diminuição no exercício

excêntrico, mas diminuiu drasticamente no concêntrico ( $p < 0,05$ ). Já a iEMG foi maior durante o exercício concêntrico do que o excêntrico, e isso se manteve durante todo o exercício. Como o torque durante a ação excêntrica não diminuiu ao longo do exercício essa ação muscular parece demonstrar ser menos propensa a fadiga do que a ação concêntrica corroborando os resultados do estudo anterior.

## 2.2 Alavancas

Uma alavanca é uma haste rígida que gira através de um fulcro, também denominado apoio (HALL, 2005). Dependendo da posição relativa entre força aplicada e a resistência a ser vencida e o apoio na alavanca, a força poderá ser menor, igual ou maior que a resistência a ser vencida. A FIG. 2.2 ilustra o princípio de funcionamento da alavanca e a EQ. 2.1 indica a relação entre a força aplicada e a resistência a ser vencida.

O sistema de alavancas é frequentemente utilizado no nosso dia a dia e é composto por três tipos de alavanca:

- Primeira classe ou interfixa;
- Segunda classe ou inter-resistente
- Terceira classe ou interpotente.

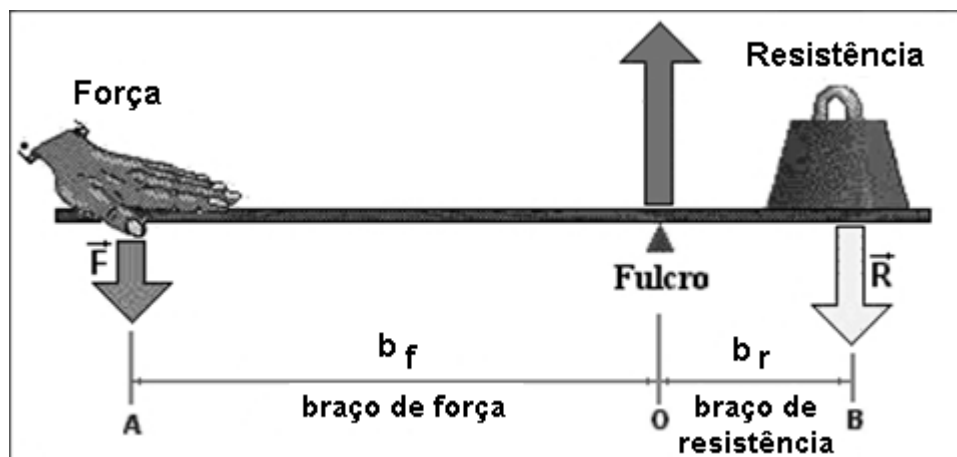


FIGURA 2.2 Princípio da alavanca

$$F \times b_f = R \times b_r \quad (2.1)$$

Onde:

F - força a ser aplicada

R - resistência a ser vencida

$b_f$  - braço de força

$b_r$  - braço de resistência

Em uma alavanca de primeira classe ou interfixa a força aplicada está em uma extremidade do apoio, enquanto a resistência a ser vencida está na outra extremidade (HALL, 2005).

As alavancas de segunda classe ou inter-resistentes são caracterizadas pela localização da força e da resistência do mesmo lado do apoio, sendo que a resistência se encontra mais próxima ao apoio. Durante as ações excêntricas o músculo e o osso funcionam como uma alavanca de segunda classe (HALL, 2005).

Alavancas de terceira classe ou interpotentes também possuem força aplicada e resistência do mesmo lado do apoio, só que nesse caso a força aplicada é que se encontra mais próxima do apoio do eixo. No corpo humano durante uma ação concêntrica temos uma alavanca do tipo músculo e o osso de terceira classe (HALL, 2005).

As FIG. 2.3 e 2.4 ilustram respectivamente os tipos de alavancas e exemplos de suas aplicações.

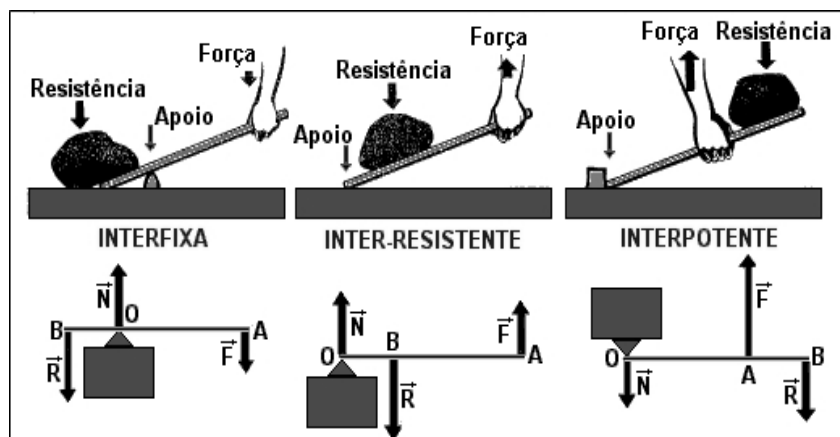


FIGURA 2.3 Tipos de alavancas.

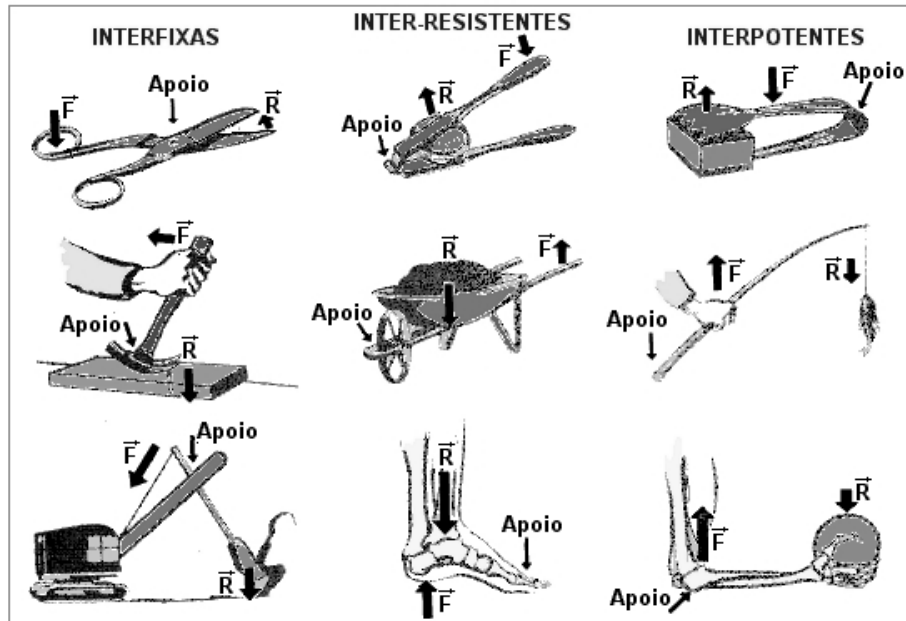


FIGURA 2.4 Exemplos de aplicações dos tipos de alavancas.

### 2.3 Equipamentos de musculação

Os primeiros registros de objetos que eram usados para a cultura física vieram das civilizações Egípcias, Gregas e depois Romanas. Estes objetos eram usados para sobrecarregar e, assim, desenvolver os músculos (SIQUIEROLI, 2007). A partir daí os próximos registros encontrados são da Índia no século XI onde se tem registros de um artefato parecido com um halter atual, que era chamado de *nals*. O *nals* era fabricado com pedras e usado pelos praticantes de atividade física, como mostra a FIG. 2.5.



FIGURA 2.5 *Nals*, artefato de pedra utilizado por praticantes de atividade física no século XI. (Adaptado de SIQUIEROLI, 2007).

Os próximos registros são do século XIX a respeito de artefatos de treino. Em 1850 em Estocolmo, Gustav Zander começou a fabricar máquinas de musculação baseadas em polias, pesos e molas conectadas por cabos (SIQUIEROLI, 2007). A FIGURA 2.6 ilustra uma das máquinas criadas por Zander. No entanto, foi um austríaco, Max Herz, o primeiro a patentear essa invenção e ainda implantar, oficialmente, o conceito resistência dinâmica variável. O trabalho patenteado em 02 de setembro de 1898 sob o título de “Improvement in Exercising Apparatus for Therapeutics Purpouses”, usava o conceito de resistência dinâmica variável devido à utilização de um camos para controlar o trabalho realizado pela máquina.



FIGURA 2.6 Máquina criada por Alexander Zander.

(retirada do site <http://www.cabinetmagazine.org/issues/29/pena.php>.)

Após Herz, no início do século XX, o norte-americano Bernarr Macfadden, criou seus próprios métodos e equipamentos e vendeu seus produtos e livros nos EUA. Nos anos 50, o americano Harold Zinkin criou seu próprio equipamento, formado através de uma pilha de pesos que estava presa a um cabo que passava por polias e, no final, havia o implemento utilizado para que fosse possível executar o exercício. No final dos anos 60, ainda nos EUA, Arthur Jones, baseado em conhecimentos de biomecânica, projetou uma nova máquina de musculação (FIG. 2.7.) que utilizava o camos e resgatou o termo resistência dinâmica variável.

Atualmente existe uma grande variedade de equipamentos de musculação que foram desenvolvidos para o trabalho com vários segmentos musculares. Mecanicamente estes aparelhos seguem os mesmos princípios estabelecidos anteriormente utilizando resistências, cuja regulagem de valores pode ser feita de acordo com a capacidade do praticante e pode ser obtida utilizando uma série de pesos em forma de anilhas ou barras retangulares como indica a FIG. 2.8. Para a transferência da força aplicada até o ponto de atuação da resistência a ser vencida (pesos) são utilizados cabos, polias e alavancas. Utilizam-se também mancais e, eventualmente, sistemas de guias.

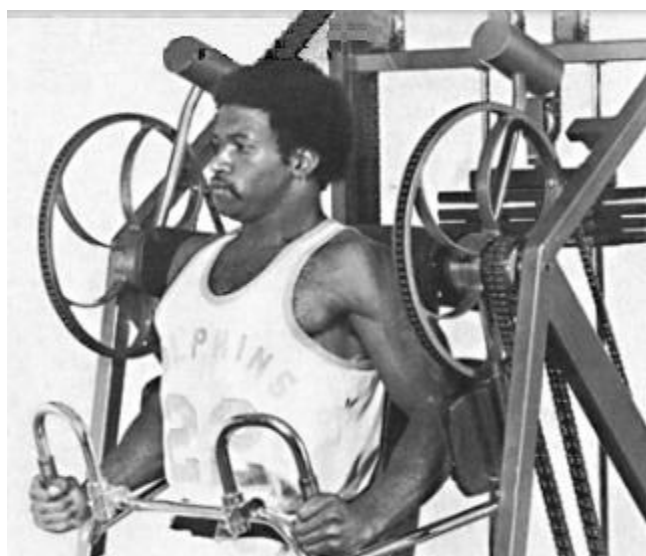


FIGURA 2.7. Máquina criada pelo americano Arthur Jones no final anos 60.  
(retirada do site [http:// www.oldtimestrongman.com/arthur\\_jones.html](http://www.oldtimestrongman.com/arthur_jones.html).)

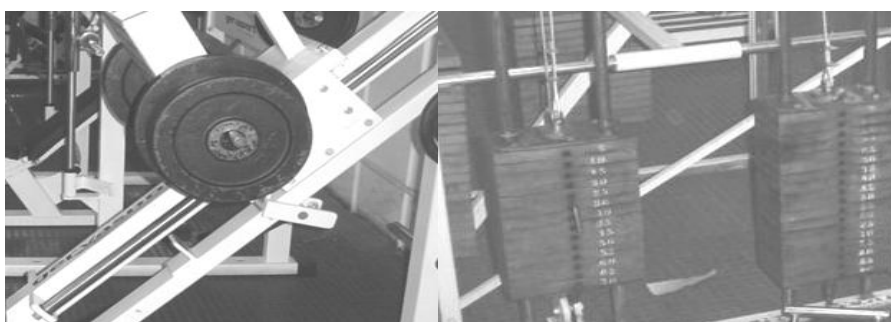


FIGURA 2.8. Uso de anilhas e barras retangulares (tijolos). (Sala de musculação do EEEFFTO/UFG)

Como os pesos correspondem a valores constantes de resistência a ser vencida, para que seja possível variar a carga mecânica durante o movimento é necessário o uso de sistemas de camos. A variação da carga mecânica relacionada com o camos possibilita que o torque de resistência seja ajustado de acordo com a maior e menor capacidade do indivíduo produzir torque. Assim, o camos poderá aumentar o torque de resistência quando o indivíduo é capaz de produzir um maior torque ativo. O inverso ocorre quando o indivíduo produz menores torques ativos. Tendo em vista o fato de existirem equipamentos de musculação com e sem a presença do camos, é possível classificá-los em aparelhos de musculação com e sem dispositivo de variação da carga mecânica.

### 2.3.1 Equipamentos sem sistema de camos

Os equipamentos sem o sistema de camos apresentam uma resistência dinâmica invariável, ou seja, o sistema propicia que a resistência a ser vencida seja constante ao longo do movimento, mas sem levar em consideração os momentos de força que acompanham o movimento. A FIGURA 2.9 ilustra um equipamento de musculação onde a força a ser aplicada na barra durante o exercício, tanto na fase concêntrica, quanto na fase excêntrica, é igual à resistência a ser vencida definida pelos pesos utilizados e das perdas por atrito devido ao uso de polias, cabos, mancais e guias.

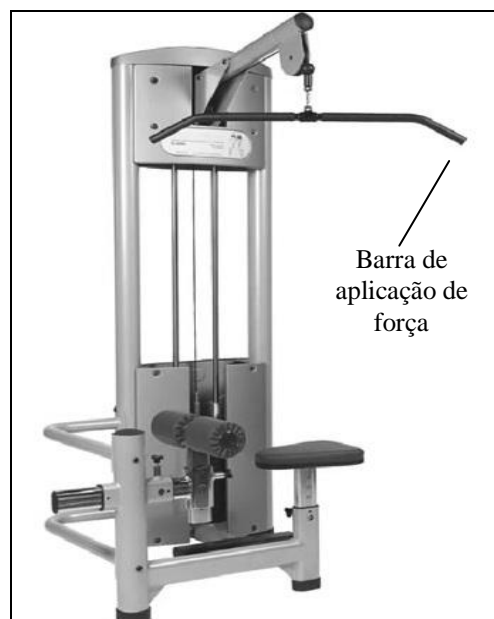


FIGURA 2.9 Equipamento de musculação sem sistema de camos.

### 2.3.2 Equipamentos com sistema de camos

Esses equipamentos apresentam uma resistência dinâmica variável, ou seja, o sistema propicia que a resistência a ser vencida seja variável ao longo do movimento devido à existência do camos.

A FIGURA 2.10 ilustra um equipamento de musculação no qual a força a ser aplicada na base durante o exercício é proporcional (devido ao uso de alavanca) a variação da resistência a ser vencida definida pelo camos conjugado com os pesos. De forma semelhante, haverá perdas por atrito devido ao uso de polias, cabos, mancais e guias.

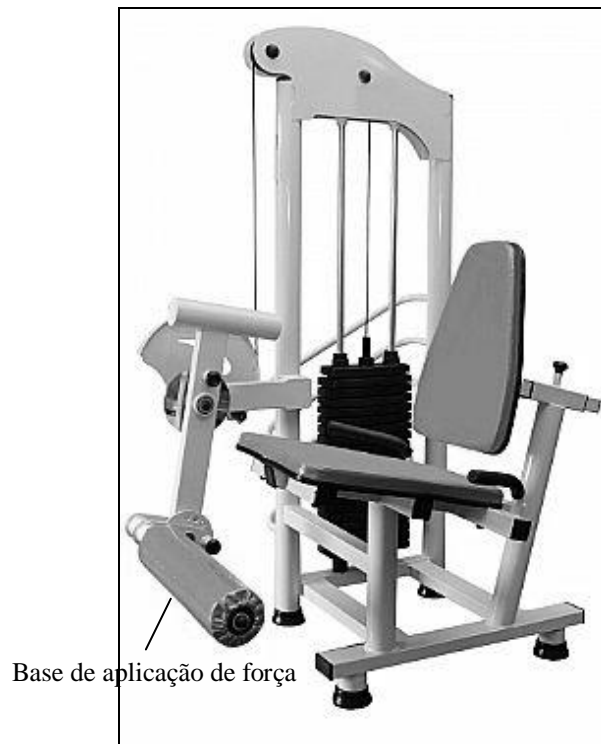


FIGURA 2.10 Equipamento de musculação com sistema de camos.

O funcionamento do camos nos equipamentos de musculação se baseia no princípio da alavanca onde há a possibilidade de variação contínua do braço de resistência tanto na fase concêntrica, quanto na fase excêntrica como mostra a FIG. 2.11.





FIGURA 2.11. Princípio de funcionamento do camos, variação do braço de resistência.

A variação do braço de resistência pode ser para mais, de forma que a força aplicada terá que aumentar, ou para menos, força aplicada diminuirá. Sendo o camos um dispositivo baseado no sistema de alavanca, matematicamente podemos mostrar essa alteração, mas para verificar os efeitos dessas alterações no corpo humano, mais especificamente no nível de ativação muscular, a eletromiografia é um método adequado para esta análise.

## 2.4 Eletromiografia

Durante o século XVIII, foi descoberto pelo cientista italiano Galvani, que a contração muscular podia produzir eletricidade e DuBois-Raymond (1849) indicou a possibilidade de detecção do sinal elétrico associado à contração muscular voluntária (HALL, 2005). A partir daí se desenvolveu uma técnica que registra a atividade elétrica ou eletromiográfica produzida pelo músculo denominada *eletromiografia* (EMG).

Para DE LUCA (1997) a EMG é uma técnica que dá acesso aos processos fisiológicos que causam a geração de força muscular e produção de movimento. Segundo KONRAD (2005) a eletromiografia é: “uma técnica experimental, preocupada com o desenvolvimento, registro e análise dos sinais eletromiográficos”. Esse sinal eletromiográfico também é conhecido como potencial de ação (CLANCY *et al.*, 2001). Através desses potenciais de ação é que podemos determinar qual músculo se ativa mais durante um determinado exercício (BASSANI *et al.*, 2008; ALVES *et al.*, 2009; MORAES *et al.*, 2003; BOBBERT *et al.*, 2007; FIGUEIREDO *et al.*, 2008; OLIVEIRA

*et al.*, 2004) e, ainda, comparar diferentes tipos de contração muscular durante esse exercício (ALBERTON *et al.*, 2007; MELLO *et al.* 2008).

Para a captação do sinal eletromiográfico pode-se utilizar dois tipos diferentes de técnicas de captação do sinal: eletromiografia de superfície e eletromiografia profunda.

Na captação de sinais por EMG de superfície utiliza-se de eletrodos de superfície, que são colocados sobre a pele, e conectados a um conversor que passa as informações para o computador. As formas mais frequentes de representação das informações do sinal eletromiográfico são chamadas de análise do domínio da frequência e no domínio temporal.

#### 2.4.1 Análise do domínio da frequência

No domínio da frequência determina-se as contribuições de funções periódicas (senos e cossenos) na composição do sinal EMG (TANK *et al.*, 2009). A representação dessas funções é dada em forma de espectros de frequência, onde essas apresentam valores de frequência. Esses valores são constituídos de um sinal que possui valores positivos de energia que podem variar de 1Hz a 1000Hz (SILVA *et al.*, 2004). Para a eletromiografia de superfície são considerados valores significativos para a distribuição da energia entre 10 e 500 Hz, com a concentração maior nas bandas de 20 e 250 Hz. Para a análise do sinal o método mais utilizado é chamado de transformada rápida de *Fourier* (KONRAD, 2005). A transformada rápida de Fourier (TRF) segundo KONRAD (2005) consiste em um algoritmo que pode ser descrito como a decomposição do sinal eletromiográfico em senos. A TRF representa para SILVA *et al.* (2004) a distribuição da potência do sinal EMG ao longo da frequência.

#### 2.4.2 Análise do domínio do tempo

A análise no domínio temporal consiste em maneiras de preparar o sinal para uma avaliação, quantitativa e qualitativa, de como sua amplitude varia ao longo do tempo (SILVA *et al.*, 2004).

### 2.4.2.1 Root Mean Square (RMS)

A *root mean square* (RMS) segundo KONRAD (2005) reflete o poder médio do sinal eletromiográfico, tendo com base o cálculo da raiz quadrada. Para CORREIA *et al.* (2000) a RMS constitui a raiz quadrada da potência média do sinal EMG para um determinado período de tempo. A fórmula da RMS é indicada na EQ. 2.2:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (2.2)$$

Onde:

N – dimensão da janela (número de amostras)

X – valor dos dados que estão dentro da janela.

### 2.4.2.2 Retificação

A retificação do sinal é realizada através conversão da amplitude negativa do sinal em positiva (KONRAD, 2005), ou seja, fazer com que os valores negativos se tornem positivos como indica a FIG. 2.12. Ou mesmo fazer com que os valores negativos sejam eliminados (CORREIA *et al.*, 2000).

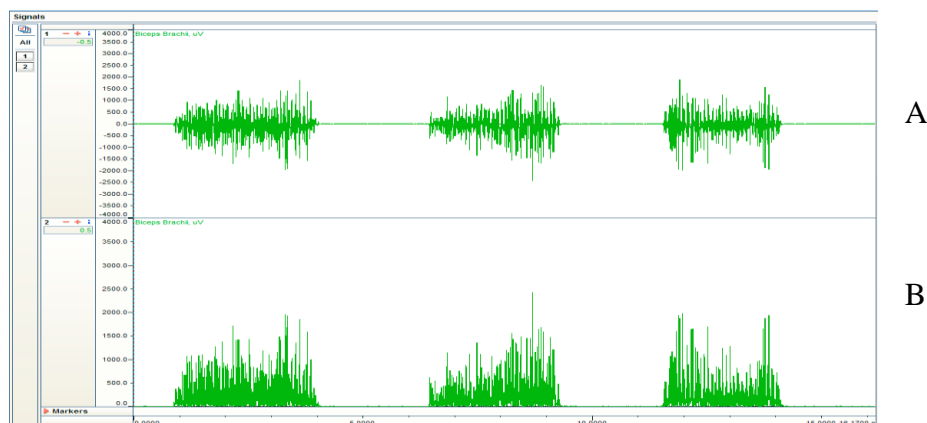


FIGURA 2.12. A) Sinal eletromiográfico bruto. B) Sinal eletromiográfico retificado. (KONRAD, 2005).

A retificação do sinal é utilizada para permitir que o sinal seja integrado, pois com valores negativos e positivos não seria possível fazer o cálculo de integração.

#### 2.4.2.3 Integral da Atividade Eletromiográfica (iEMG)

A integral da atividade eletromiográfica é o impulso elétrico ocorrido em um determinado tempo (SANTOS e VALAMATO, 2004). A iEMG é utilizada para quantificar a soma de todos potenciais de ação realizados em determinado tempo iEMG e é obtida através da determinação da área abaixo da curva retificada.

No caso do presente estudo a iEMG será a forma de quantificação do domínio do tempo utilizada. Para aquisição, controle e análise dos sinais coletados será utilizado um programa de aquisição de dados.

### 2.5 Programa de aquisição de dados

Vários programas podem ser utilizados para a aquisição dos sinais eletromiográficos. Para o melhor entendimento a respeito desse processo, apresentaremos brevemente o programa utilizado durante o presente estudo.

#### 2.5.1 Dasylab<sup>®</sup>

O Dasylab<sup>®</sup> (Data Acquisition System Laboratory) é um programa de aquisição, controle, simulação ou análise de tarefas (DAYSLAB, 2005). A utilização do programa acontece através da escolha de módulos disponíveis que são selecionados de acordo com a tarefa que será executada. Esses módulos são colocados na área de trabalho do programa (worksheet) conectados entre si formando um worksheet de aquisição como indica a FIG. 2.13.



### 3. METODOLOGIA

#### 3.1. Desenvolvimento do dispositivo mecânico

Inicialmente foi escolhido um equipamento de musculação denominado “Flexor de Joelhos Sentado” no qual a musculatura posterior da coxa é ativada através do movimento de flexão de joelhos. Esse equipamento é dotado, originalmente, de um sistema de camos. O equipamento foi disponibilizado pelo Laboratório de Biomecânica (BIOLAB) do Centro de Excelência Esportiva (CENESP) localizado na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

O flexor de joelhos sentado consta de um banco com um encosto para apoio do tronco do voluntário. Neste banco está acoplado um braço mecânico com uma barra estofada em sua extremidade, na qual será apoiada a parte distal dos membros inferiores. Neste aparelho, o voluntário encontra-se assentado e com as costas apoiadas em um encosto que forma um ângulo de  $94^\circ$  com o assento. A articulação do joelho, no início do movimento, é posicionada aproximadamente a  $180^\circ$  de extensão. O voluntário tem seu epicôndilo lateral do fêmur alinhado com o eixo de rotação da alavanca do banco flexor. Este aparelho contém, ainda, um sistema de trava, que é posicionado acima das bordas supra-patelares, o que garante uma maior estabilização dos membros inferiores. A FIGURA 3.1 ilustra o exposto acima.

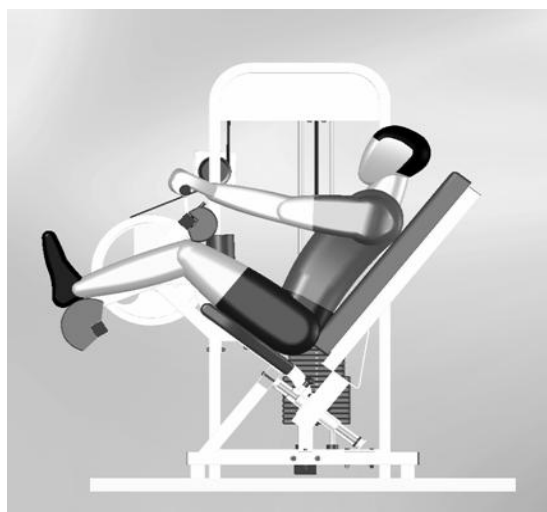


FIGURA 3.1 Representação do flexor de joelho sentado.

Alguns ajustes são possíveis de serem realizados neste equipamento, tais como a regulagem da variação da angulação e aproximação do encosto em relação ao assento, regulagem da posição onde é apoiada a parte distal dos membros inferiores, e regulagem da posição do sistema de trava para maior estabilização dos membros como mostra a FIG. 3.2.

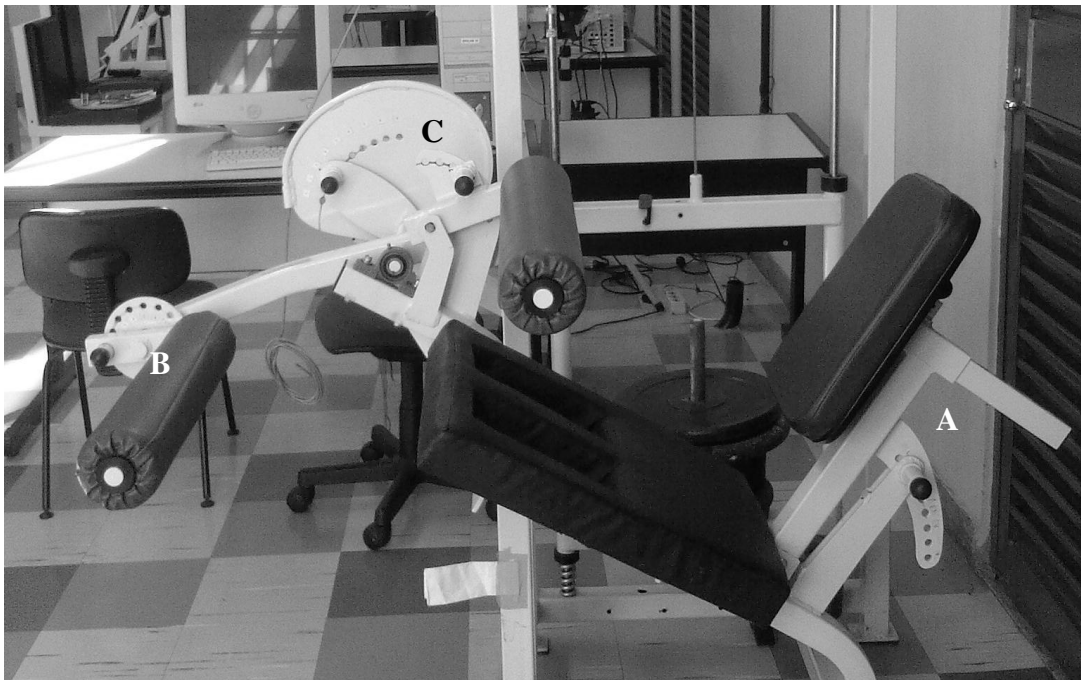


FIGURA 3.2 A - regulagem da variação da angulação e aproximação do encosto em relação ao assento, B - regulagem da posição de apoio da parte distal dos membros inferiores, C - regulagem da posição do sistema de trava.

O dispositivo mecânico desenvolvido para a acentuação da ação excêntrica foi integrado a este equipamento substituindo o camos, mas mantendo os mesmos padrões mecânicos para o movimento de flexão de joelhos do equipamento original, o que foi conseguido com algumas adaptações em partes mecânicas adjacentes a região do camos.

O princípio de funcionamento do flexor de joelhos sentado é esquematicamente indicado na FIG. 3.3. É possível determinar a EQ. 3.3 que relaciona a força aplicada pelo voluntário para manter em equilíbrio a resistência a ser vencida devido à carga mecânica estabelecida no equipamento.

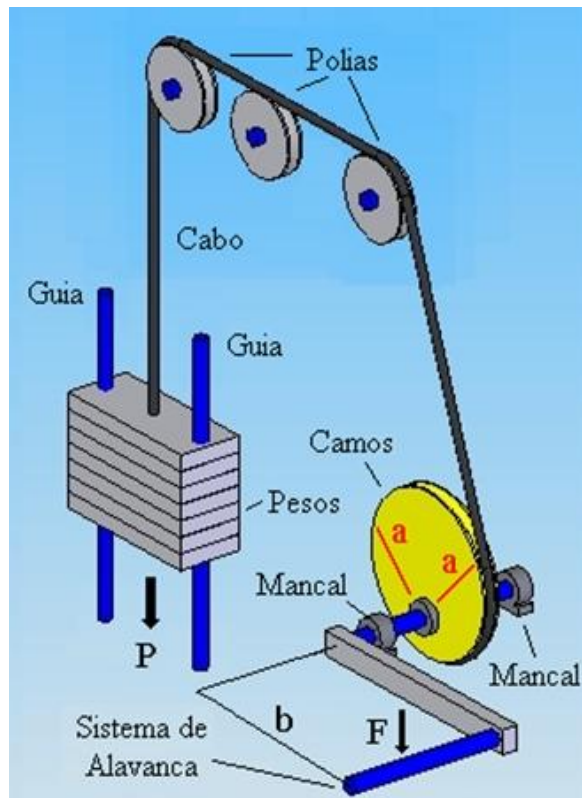


FIGURA 3.3 Esquema do princípio de funcionamento do flexor de joelhos sentado.

$$F \cdot b = P \cdot a \quad (3.1)$$

Onde:

F – força a ser aplicada pelo voluntário

b – distância entre ponto de apoio e o ponto de aplicação da força F

P – resistência a ser vencida devido à carga estabelecida no equipamento

a – raio do camos

A presença do camos possibilita a variação do raio (a) ao longo do movimento, alterando o valor da força (F) a ser aplicada pelo voluntário. Entretanto tal variação acontece tanto na ação concêntrica quanto na ação excêntrica.

O princípio de funcionamento do dispositivo mecânico desenvolvido no presente estudo possui um mecanismo expansor que aumenta o valor da medida (a) para um dado valor pré-estabelecido ao longo de toda a ação excêntrica, o que possibilita que a força (F) feita pelo voluntário seja maior nesta ação do que aquela feita durante a ação



concêntrica. A comutação dos valores da medida (a) do mecanismo expensor foi feita de forma manual através de aplicação de uma força externa sobre uma alavanca presa a um camos adaptado ao dispositivo mecânico ao final do movimento de cada ação concêntrica e excêntrica (FIGURA 3.4). No final da ação concêntrica acontece a primeira mudança, fazendo com que haja uma expansão do mecanismo e, conseqüentemente, uma ação excêntrica acentuada. Após esse primeiro momento, finaliza-se a ação excêntrica e o dispositivo é retornado a posição inicial e uma nova repetição é iniciada.

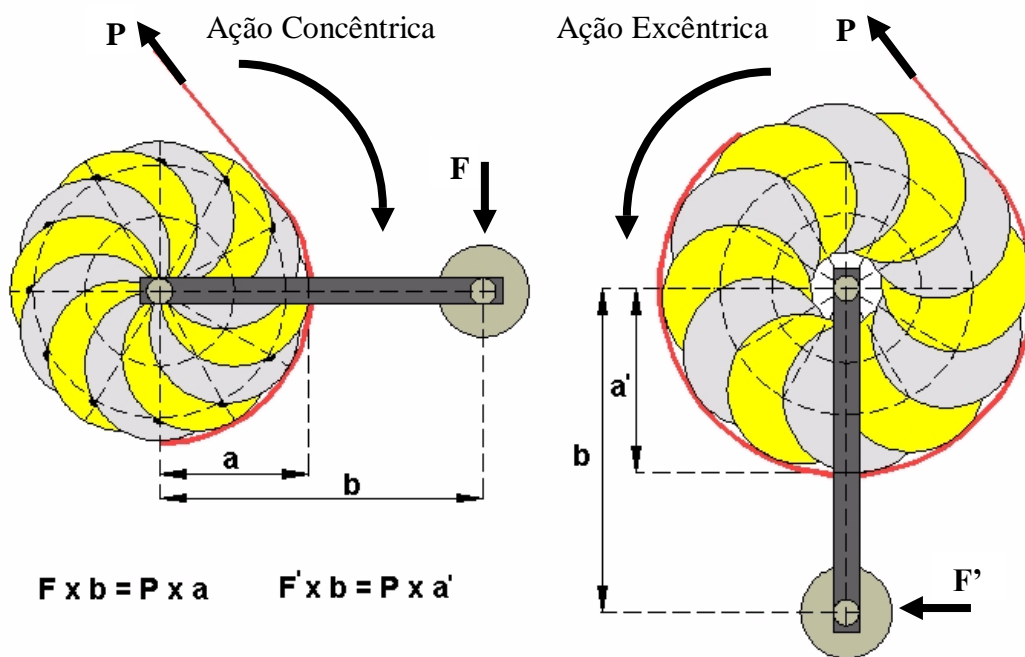


FIGURA 3.4 Comutação dos valores da medida (a) no mecanismo expensor durante as ações concêntrica e excêntrica.

A partir da concepção e adaptação do dispositivo para a acentuação da ação muscular excêntrica junto ao flexor de joelhos sentado e de estudos que utilizaram o treinamento excêntrico acentuado (HORTOBAGYI *et al.*, 2001; GODARD *et al.*; 1998), foi estabelecido que a variação do mecanismo expensor fosse de 40%. Este valor foi obtido através do aumento da medida (a) que representa o ponto onde o cabo toca a extremidade do camos até eixo central. O aumento dessa medida acontecia em uma proporção de 40% do tamanho inicial, ou seja, no início do movimento tinha-se o tamanho X, no segundo momento tem-se:  $X + 40\%X$ . Com isso a comutação da fase concêntrica para a excêntrica proporcionou um aumento de 40% durante a segunda fase.

Para ajustar a resistência a ser vencida para cada voluntário foram utilizados pesos com valores conhecidos como indica a FIG. 3.5, e os valores das anilhas foram conferidos em balança de precisão de digital de 0,1 N de fundo de escala. Essas anilhas eram adicionadas no suporte do flexor de joelhos sentado até alcançar o peso necessário em cada caso.



FIGURA 3.5. Exemplo de anilhas utilizadas no estudo.

Para que todos os voluntários executassem o movimento em amplitude angulares iguais, foram fixados na máquina dois fins de curso: um superior e outro inferior como indica a FIG. 3.6.

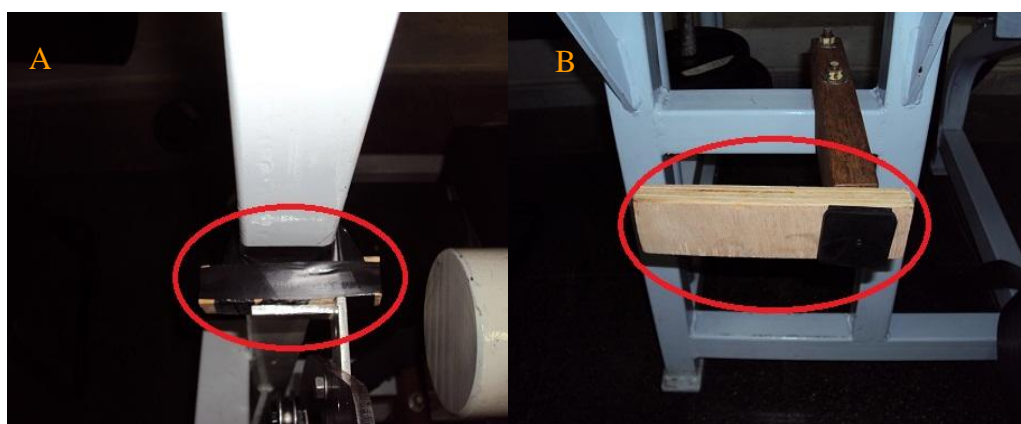


FIGURA 3.6 A – fim de curso superior, B – fim de curso inferior.

### **3.2. Delineamento experimental para verificar o efeito do dispositivo mecânico na ativação muscular**

Para verificar o efeito do dispositivo mecânico na ativação muscular, que visa aumento do peso na fase excêntrica, foi utilizado um delineamento de medidas repetidas. Cada voluntário compareceu ao Laboratório de Treinamento na Musculação (LAMUSC) quatro vezes e foi estabelecido um intervalo mínimo de 48 horas entre as sessões. Na primeira sessão de treinamento foi realizada uma familiarização do protocolo de treinamento, que foi utilizada como um “aquecimento”, seguido de um pré-teste de uma repetição máxima (1RM) no flexor de joelhos sentado com o dispositivo mecânico desenvolvido. Na segunda sessão de treinamento foi realizada a parte antropométrica, que consistia em medidas de estatura, massa corporal e dobras cutâneas, seguido da familiarização do protocolo e logo após era realizado o teste de 1RM. O teste de 1RM foi realizado para determinar o peso máximo que cada indivíduo consegue levantar uma única vez, o que representa a força máxima individual. Esse peso foi utilizado como referência para a determinação da resistência a ser vencida (intensidade) nos protocolos de treinamento. Nas sessões 3 e 4 foram realizados os protocolos de treinamento A e B, onde foi registrada a atividade eletromiográfica. Em todas as quatro sessões o horário de comparecimento do voluntário era sempre o mesmo, com variações máximas de uma hora para mais ou para menos. Essa diferença acontecia devido à disponibilidade da voluntária, que em alguns casos não podia comparecer no mesmo horário. A FIGURA 3.7 indica as quatro sessões do delineamento utilizado para verificar o efeito do dispositivo no nível da atividade eletromiográfica. Devido a uma limitação mecânica do dispositivo, foram escolhidas voluntárias do sexo feminino destreinadas para que o peso individual fosse menor, o que diminuiria a possibilidade do dispositivo não suportar a carga imposta.

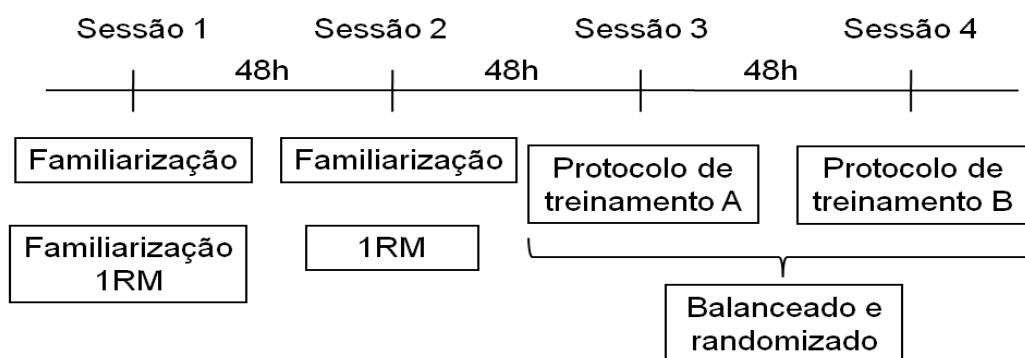


FIGURA 3.7 Delineamento experimental do estudo. 1RM: teste de uma repetição máxima.

### 3.3. Amostra

Participaram deste estudo 20 indivíduos do sexo feminino, com idades entre 18 e 30 anos, não praticantes de atividade física e não envolvidos em treinamento de força por um período mínimo de seis meses. Todos eram saudáveis e não possuíam histórico de lesões no joelho. Os sujeitos foram informados dos procedimentos, riscos e objetivos da pesquisa e assinaram um termo de consentimento informado e esclarecido (Apêndice 1). Todos os procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (COEP), parecer nº ETIC 0596.0.203.000-09.

Os indivíduos foram recrutados por meio de cartazes afixados nas dependências da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) na Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), e também através de contato direto com os pesquisadores.

### 3.4. Equipamentos e acessórios

Além do flexor de joelhos sentado adaptado com o dispositivo mecânico foram utilizados outros equipamentos e acessórios.

Para a captação da atividade elétrica dos músculos bíceps femoral e gastrocnêmio medial, foi utilizado um equipamento de eletromiografia de superfície da marca Biovision®, com eletrodos configurados para um ganho de 1000 vezes. A FIGURA 3.8 mostra os materiais utilizados para captação do sinal eletromiográfico.

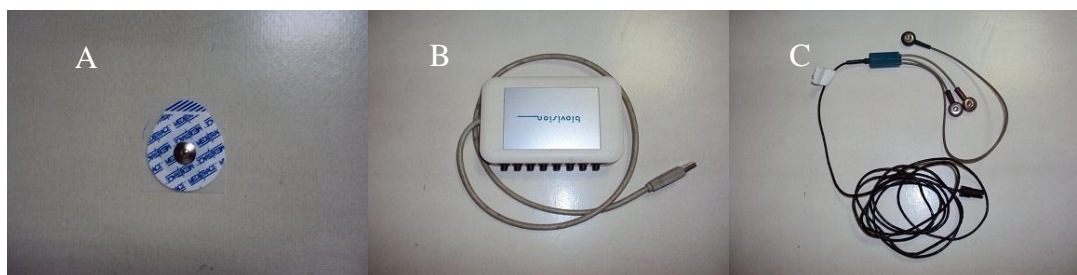


FIGURA 3.8 Materiais utilizados para captação do sinal eletromiográfico. A - eletrodo de superfície, B - conversor de sinal digital. C - fios conectores com amplificadores.

Para poder identificar o tempo de duração de cada repetição utilizou-se um eletrogoniômetro da marca Noraxon<sup>®</sup> indicado na FIG. 3.9, que foi posicionado na articulação do joelho. O tempo de duração de cada repetição foi regulado através de um programa de computador (FREE Metronome) que simula a função de um metrônomo. Através desse, cada voluntária teria a possibilidade de conseguir manter o tempo indicado em cada repetição igual ao das outras voluntárias e permitir que a comutação também acontecesse de maneira similar para todas.

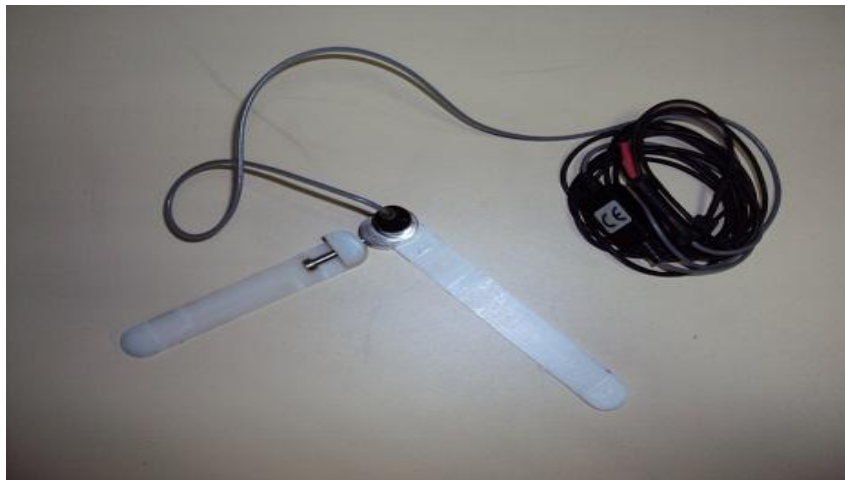


FIGURA 3.9 Eletrogoniômetro.

A identificação do tempo de duração de cada repetição era realizada pelo eletrogoniômetro que proporciona a possibilidade de marcação do início e final do movimento. Previamente configurado, quando era iniciado o movimento de flexão de joelhos até voltar à posição inicial o eletrogoniômetro marcava cada repetição, o que permitia quantificar cada repetição e, conseqüentemente, a série. As informações obtidas pelo eletrogoniômetro foram convertidas de sinais analógicos para digitais pelo Box Biovision com faixa de entrada de -5 e +5 volts e enviados para um microcomputador alimentado por bateria. Para aquisição e tratamento dos sinais foi utilizado um programa específico DasyLab<sup>®</sup> (Data Acquisition System Laboratory) release 11.1.

### **3.5. Procedimentos**

#### **3.5.1 Sessões 1 e 2 – Teste de 1RM, familiarização e caracterização da amostra**

Na sessão 1 foram explicados todos os procedimentos as voluntárias e assinados os termos de consentimento livre e esclarecido. As voluntárias responderam à anamnese referente aos hábitos de atividade física. Após essa primeira etapa, os voluntárias eram posicionadas no flexor de joelhos sentado e todas as regulagens eram anotadas para que fossem as mesmas regulagens utilizadas nas próximas sessões. Após essa etapa a voluntária era fixada na região pélvica, coxa direita e pé esquerdo como ilustra da FIG. 3.10. Essas fixações foram realizadas com o objetivo de eliminar movimentos compensatórios durante o teste de força, permitindo somente o movimento de flexão de joelhos.



FIGURA 3.10 Partes do corpo que eram fixadas . A - região pélvica, B – coxa, C - pé esquerdo.

Terminada a preparação da voluntária era iniciado um “aquecimento específico” no flexor de joelhos sentado começando com um peso estimado pelo pesquisador de acordo com o histórico de atividade física da pessoa. Eram realizadas duas séries de dez repetições com um intervalo de 2 minutos entre cada série e, caso a voluntária relatasse que estava muito fácil, o peso era aumentado para a segunda série. Na segunda sessão, para esse aquecimento era utilizado 40% do peso máximo alcançado no primeiro dia do protocolo. As duas séries de aquecimento, além de servirem como um “aquecimento” específico eram utilizadas como familiarização do protocolo. A voluntária teria que executar cada repetição com dois segundos de ação concêntrica mais um segundo de ação isométrica e logo em seguida dois segundos de ação excêntrica mais um segundo de ação isométrica. Esse último segundo pode não ter sido isométrico, tendo em vista que o voluntário não haveria de suportar nenhum peso. Em seguida era dada uma pausa de 5 minutos entre o “aquecimento” e o teste de 1RM.

#### 3.5.1.1 Para o teste de 1RM

O teste de 1RM foi realizado nas sessões 1 e 2 com diferentes finalidades. O objetivo da primeira sessão foi a familiarização da voluntária com o teste (LIMA *et al.*, 2005). Para padronização do teste foram utilizadas as orientações de DINIZ (2008), ou seja, número máximo de seis tentativas; pausa com duração de 5 minutos, progressão gradual do peso de acordo com a percepção dos voluntários e do avaliador e todos os voluntários quando alcançaram o peso máximo realizavam uma nova repetição com um acréscimo de 1 kg para se certificar que o voluntário realmente alcançou o peso máximo.

O teste havia a seguinte seqüência: o avaliador posicionava o voluntário e avisava que o teste iria se iniciar. Era explicado que a repetição somente seria válida caso o voluntário realizasse o movimento completo encostando o braço mecânico de suporte da perna no limite inferior da máquina (fim de curso inferior). Assim que a voluntária estivesse preparada, era dado o sinal e ela poderia realizar a ação concêntrica. Esse procedimento acontecia até o momento no qual o indivíduo não conseguia realizar a ação concêntrica completa, ou seja, não alcançava o fim de curso inferior, o que indicava que a ação anterior correspondia ao 1RM do voluntário.

#### 3.5.1.2 Medidas antropométricas

Na sessão 2, antes de se posicionar o voluntário, eram realizadas as medidas antropométricas: massa corporal, estatura e dobras cutâneas. Para as medidas de estatura e massa corporal foi utilizada uma balança da marca Filizola<sup>®</sup> com estadiômetro acoplado. Essa balança apresenta uma precisão de 0,1 N para a massa corporal e 0,5 cm para a estatura. Para a realização das dobras cutâneas foi utilizado um plicômetro científico da marca Cescorf<sup>®</sup> com precisão de 0,1 mm. Para calcular a densidade corporal foi utilizada a fórmula de PETROSKI (2002) e para calcular o percentual, SIRI (1961).

#### 3.5.2 Sessões 3 e 4 – Protocolos de treinamento

Nas sessões 3 e 4 foram realizados os protocolos de treinamento para verificar o nível de ativação muscular. Antes do protocolo era realizada a preparação do

voluntário. Essa preparação consistia na marcação do local onde seriam colocados os eletrodos e o eletrogoniômetro. Para o posicionamento dos eletrodos foram utilizadas as orientações do Non-Invasive Assessment of Muscle (SENIAM). Assim, os eletrodos eram posicionados nos músculos bíceps femoral e gastrocnêmio medial como ilustra a FIG. 3.11. O eletrogoniômetro foi posicionado da seguinte maneira: o voluntário permanecia sentado com o joelho a um ângulo de 90° de flexão, uma fita antropométrica era utilizada para se obter uma linha reta entre a articulação do quadril e o epicôndilo lateral do fêmur, e uma linha era traçada em cima do epicôndilo. Em seguida uma nova linha era traçada em cima do epicôndilo lateral do fêmur, essa era medida do maléolo lateral até o epicôndilo. O ponto central entre as duas marcações era considerado o centro articular utilizado para fixar o eletrogoniômetro. As hastes eram posicionadas de maneira a formar um ângulo de 90° seguindo a orientação das linhas previamente delimitadas durante a marcação do centro articular como ilustra a FIG. 3.11. Essas marcações eram realizadas com canetas cuja tinta permanecia na pele do voluntário para permitir que os eletrodos e eletrogoniômetro fossem posicionados no mesmo local no segundo dia do protocolo de treinamento.

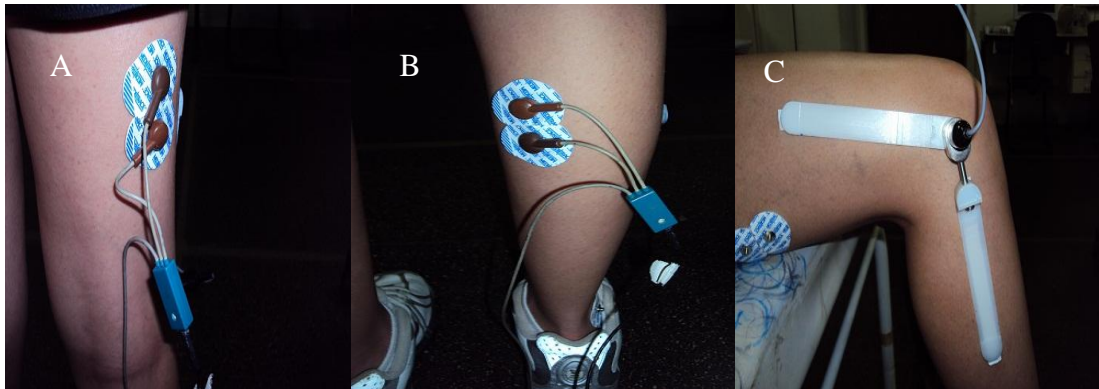


FIGURA 3.11 A - posicionamento dos eletrodos no músculo bíceps femoral, B - posicionamento dos eletrodos no músculo gastrocnêmio medial, C - posicionamento do eletrogoniômetro.

Em seguida a voluntária era posicionada na cadeira e realizado um “aquecimento” de duas séries de 10 repetições, com intervalo de 2 minutos, a 40% da repetição máxima alcançada no teste de 1RM, sempre realizando a mesma duração usada durante os dois primeiros dias de coleta. Após o “aquecimento” acontecia uma pausa de 5 minutos e era elevado o peso para 60% da repetição máxima alcançada no teste de 1RM. A primeira parte era igual para os dois protocolos.



O protocolo A consistia em 3 séries de 8 repetições com intervalo de 3 minutos entre cada série e uma intensidade de 60% de 1RM (resistência) encontrada tanto para concêntrica como para excêntrica. Já o protocolo de treinamento B se diferenciava do protocolo de treinamento A somente no peso utilizado durante a ação muscular excêntrica. Enquanto era utilizado 60% de 1RM no protocolo A para o protocolo B foi utilizado 84% de 1RM. A TABELA 3.12 resume as características dos diferentes protocolos de treinamento.

Tabela 3.1 Protocolos de treinamento utilizados

<i>Protocolo</i>	<i>Séries</i>	<i>Repetições</i>	<i>% de 1RM</i> <i>Concêntrica</i>	<i>% de 1RM</i> <i>Excêntrica</i>	<i>Duração da</i> <i>repetição (s)</i>	<i>Intervalo</i> <i>(min.)</i>
A	3	8	60	60	6s	3
B	3	8	60	84	6s	3

O valor de 84% da ação excêntrica no protocolo B é alcançado devido à utilização do camos que regula a distância das hastes para aumentar o braço de resistência em 40%. Esse aumento acontece em cima do valor da ação concêntrica. Como todas as ações concêntricas eram de 60% de 1RM alcançado durante o teste realizado na sessão 2, a ação muscular excêntrica era realizada com a mesma intensidade. Quando as hastes eram ativadas durante a ação excêntrica o aumento era de 40% dos 60% utilizados, ou seja:  $24\% + 60\% = 84\%$ .

A duração da repetição nos protocolos de treinamento foi adaptada ao dispositivo mecânico. O dispositivo necessitava de um tempo para que pudesse abrir as hastes. Esse tempo tinha que ser padronizado para todos os voluntários para que pudessem ser analisados de maneira igual. Durante o piloto do estudo pode ser constatado que o tempo de 1 segundo era suficiente para essa mudança, pois foi o necessário para que a mudança fosse feita e padronizado para todos os voluntários. Dessa maneira a duração da ação concêntrica era de 2 segundos seguidos de 1 segundo de isometria, em seguida mais 2 segundos de ação excêntrica seguido de mais 1 segundo, sendo esse último segundo não consistia de uma ação isométrica, mas sim uma espera para mudança da alavanca.

O tempo de intervalo entre as séries foi baseado no estudo de DINIZ (2008), que apontou o tempo de três minutos entre as séries como o suficiente para recuperação do indivíduo e possibilitaria que todos os indivíduos realizassem as 3 séries de 8 repetições.

### **3.6. Variáveis mensuradas**

#### 3.6.1 Variáveis eletromiográficas

Depois de coletados e armazenados, os dados da eletromiografia eram filtrados com o filtro passa-faixa em frequência de 20Hz (passa alto) e 500Hz (passa baixo) de 2ª ordem do tipo *Butterworth* e retificados para o cálculo da amplitude do sinal por meio da integral eletromiográfica (iEMG). Para cada uma das repetições foi calculada a iEMG em uma janela de 2s para concêntrica e excêntrica e 1s para isométrica. Para normalização dos dados foi utilizada a primeira ação muscular concêntrica do primeiro protocolo utilizado (AHTIAINEN *et al.*, 2009).

Através da marcação realizada pelo eletrogoniômetro foi determinada a duração da ativação muscular das ações musculares analisadas. Todos os valores de iEMG verificados foram divididos pelo tempo de duração dessa mesma repetição, assim gerando uma padronização da base temporal. A normalização foi feita pela iEMG mensurada durante os dois segundos da primeira ação concêntrica realizada. (AHTIAINEN *et al.*, 2009).

#### 3.6.2 Duração da repetição

Para se mensurar a duração da repetição foi utilizado o eletrogoniômetro, sendo esse previamente testado e aferido. Após coletados os dados, os mesmos eram armazenados e filtrados por meio de um filtro de 4ª ordem do tipo *Butterworth*, passa-faixa com frequência de 5Hz. O eletrogoniômetro permitiu quantificar a duração dos movimentos de flexão e extensão de joelhos e o momento onde o membro ficava parado para aumentar ou diminuir as hastes do camos.

### 3.6.3 Análise estatística

Para se analisar os dados obtidos da eletromiografia foram verificados separadamente cada grupo muscular estudado. Realizou-se inicialmente uma estatística descritiva dos dados. Os dados foram testados para a normalidade através do teste de Kolmogorov-Smirnov e para homogeneidade no teste de Levene's. Assim para a comparação da EMG foi utilizado uma ANOVA *two-way* (fator 1 – protocolo; fator 2 – série) e *post hoc* de Tukey para verificar onde estava a diferença entre as médias se necessário.

Para certificar que a duração da repetição ao longo das séries foi similar entre os dois protocolos investigados, a comparação das médias da duração da repetição foi realizada por meio da ANOVA *two-way* (fator 1 – protocolo; fator 2 – série). Para localização das diferenças, caso ocorressem, foi utilizado o *post hoc* de Tukey.

A análise estatística foi realizada com o auxílio do programa STATÍSTICA 5.1 e do pacote estatístico *Statistical Package for the Social Sciences* – SPSS versão 15.1 para *Windows*. Foi adotado um nível de significância de  $p < 0,05$ .

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1 Dispositivo mecânico

A FIGURA 4.1 ilustra esquematicamente o dispositivo mecânico desenvolvido para a acentuação da ação excêntrica durante o exercício dinâmico. O mecanismo expensor é constituído por hastes presas ao centro da base e em cujas extremidades se fixam roletes por onde passa o cabo de aço responsável pela transmissão da força a ser aplicada pelo voluntário para vencer a carga mecânica estabelecida no aparelho flexor de joelhos sentado.

Quando a alavanca é acionada o camos preso a haste guia propicia o movimento de expansão do conjunto das hastes promovendo o aumento do braço de resistência junto ao cabo de aço.

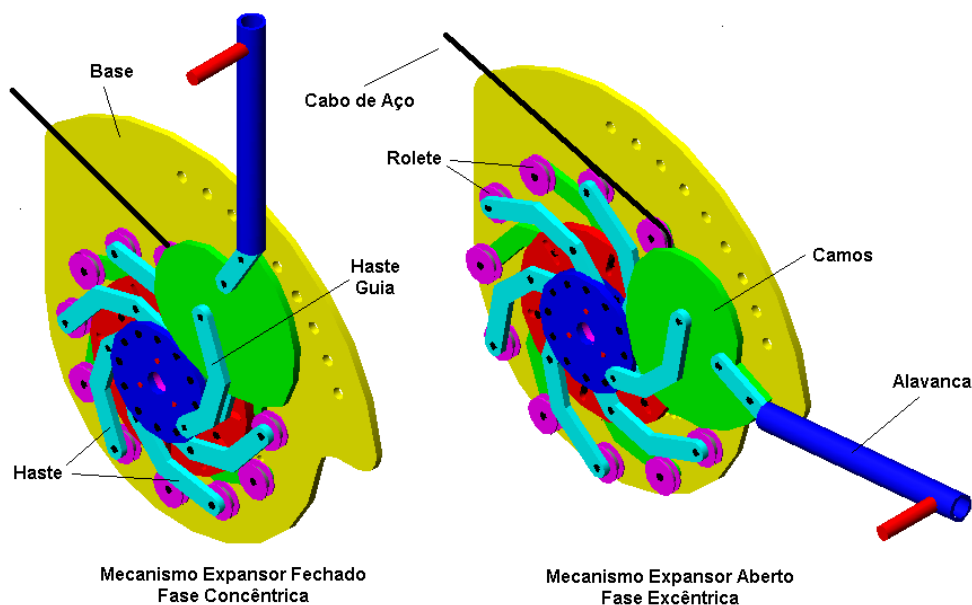


FIGURA 4.1 Esquema do dispositivo mecânico desenvolvido para a acentuação da ação excêntrica.

A FIGURA 4.2 mostra o dispositivo mecânico integrado ao flexor de joelhos sentado e a FIG.4.3 ilustra detalhes tais como: A – trava do sistema da alavanca

e o B - adaptações mecânicas em partes mecânicas adjacentes a região do dispositivo mecânico.



FIGURA 4.2 Dispositivo mecânico integrado ao flexor sentado.

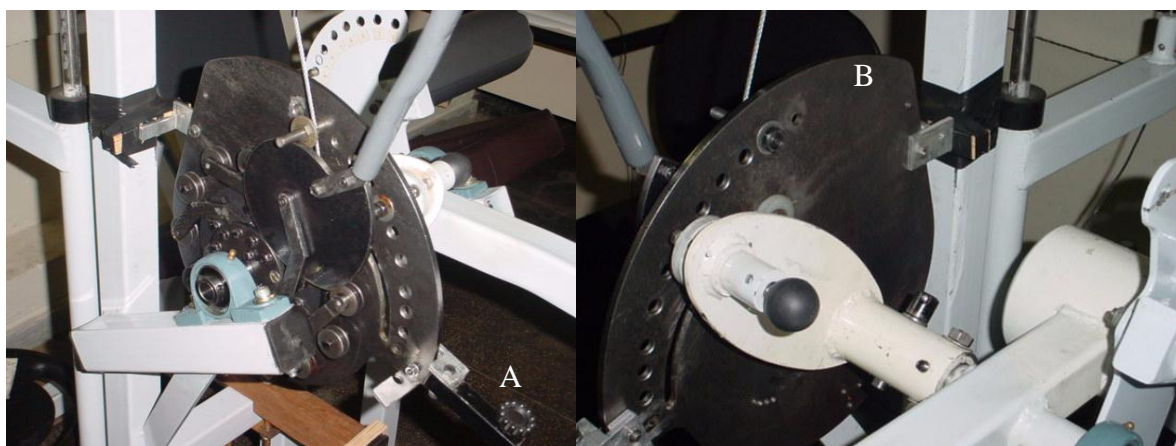


FIGURA 4.3 A – trava do sistema da alavanca e o B - adaptações mecânicas em partes mecânicas adjacentes a região do dispositivo mecânico

## 4.2 Resultados do efeito da aplicação do dispositivo mecânico

Devido a problemas técnicos na aquisição do sinal eletromiográfico e perda de uma voluntária durante o processo de coleta de dados foram excluídas quatro voluntárias para a análise final. Portanto foram analisados dados de 16 voluntárias que completaram todas as etapas da coleta. A TABELA 4.1 apresenta as características da amostra.

Tabela 4.1 Caracterização da Amostra

Variáveis	Média	Desvio- Padrão	Valores Mínimos	Valores Máximos
Idade (anos)	21,3	2,18	18	26
Massa Corporal (Kg)	58,9	8	43,7	68,8
Estatura (m)	1,605	0,06	1,48	1,7
Percentual de Gordura (%)	24,2	3,8	17,8	31,5
Valor de 1RM	37,8	6,9	23,9	46,7
60% de 1RM	22,7	4,7	14,4	28,0
84% de 1RM	31,8	5,8	20,1	39,3

No GRAF 4.1 estão sendo apresentados os valores de duração média das séries dos protocolos A e B para ambos os músculos analisados (bíceps femoral e gastrocnêmio medial). Não foi encontrada diferença significativa na duração entre os protocolos realizados, tampouco, entre as séries. Esse resultado era esperado devido ao controle de duração da repetição por meio do metrônomo utilizado durante a execução do exercício. Assim esperava-se que todos executassem o exercício com duração similar não apresentando diferenças entre os protocolos e entre às séries.

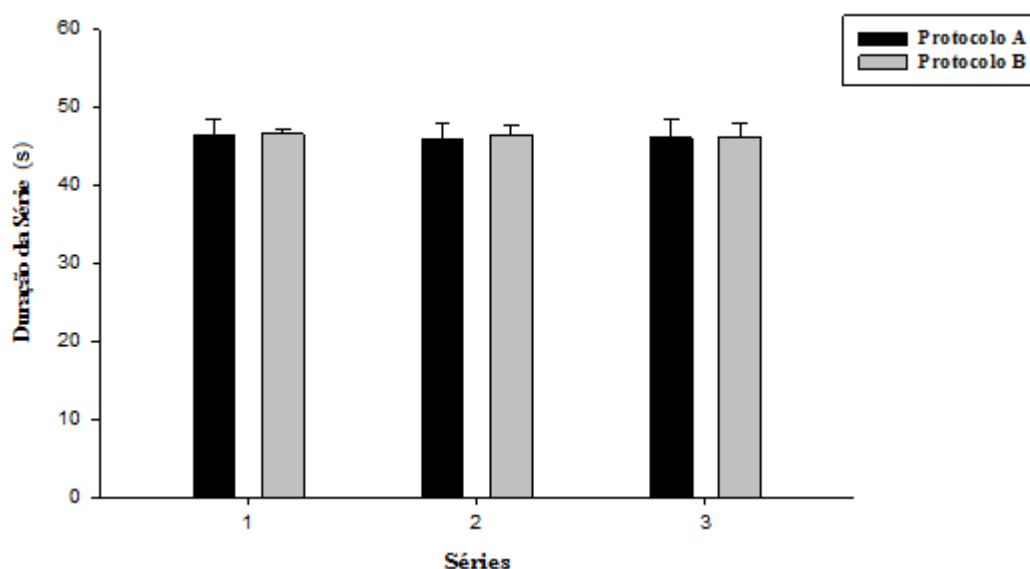


GRAFICO 4.1. Duração das séries. Não foi encontrada diferença significativa entre a duração das séries.

No GRAF 4.2 estão apresentados os valores médios de iEMG do músculo bíceps femoral. A análise de variância mostrou diferenças significativas entre as séries. O *post hoc* de Tukey mostrou que as diferenças significativas foram encontradas em todas as séries na comparação entre o protocolo A e o protocolo B.

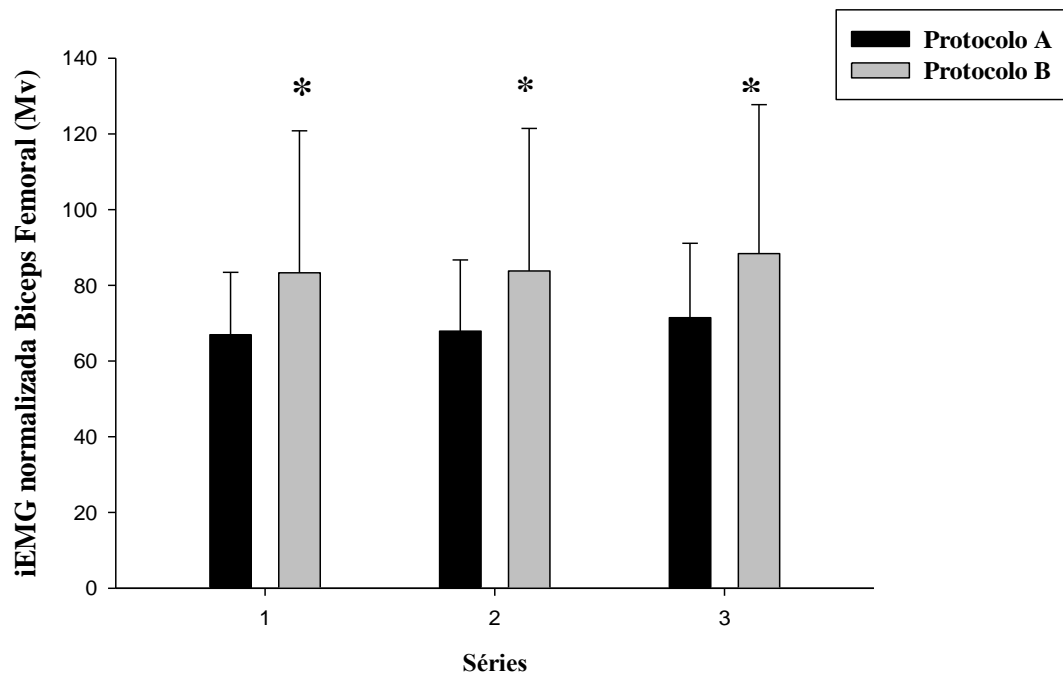


GRAFICO 4.2. Comparação entre protocolo e séries. Não foi encontrada diferença significativa entre o fator protocolo ( $p=0,063$ ), mas houve entre fator séries ( $p=0,002$ ). \* Diferenças significativas em cada série entre os protocolos ( $p=0,0001$ ;  $p=0,0001$  e  $p=0,0001$ ).

Já o músculo gastrocnêmio medial não apresentou diferenças significativas entre os protocolos e as séries tanto para a análise de variância como para o *post hoc*. O GRAF 4.3 apresenta os valores médios da iEMG para o músculo gastrocnêmio medial.

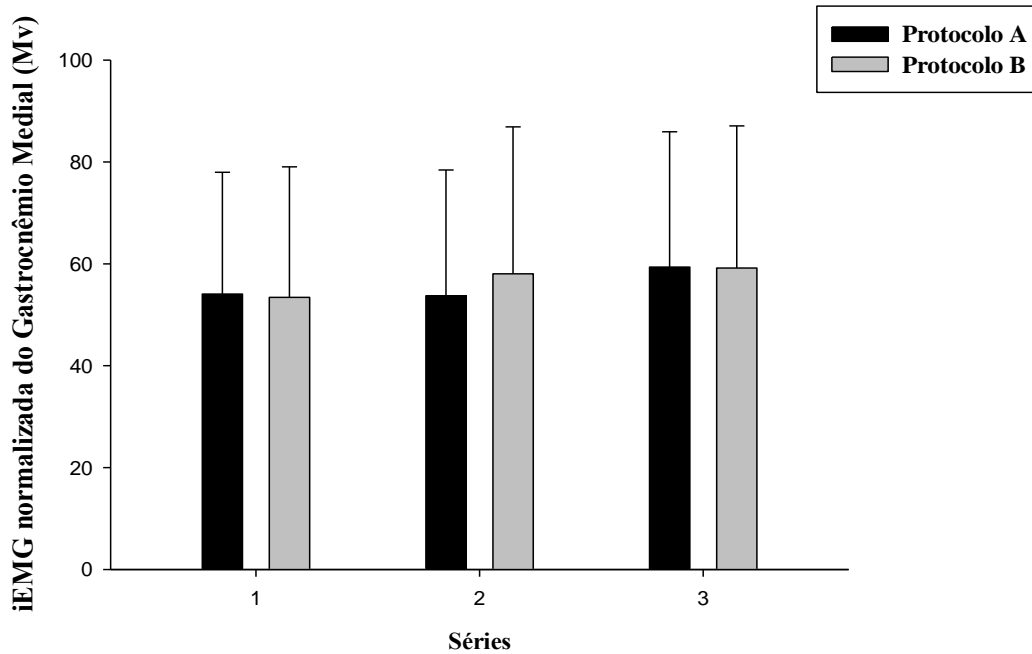


GRAFICO 4.3. Comparação entre protocolo e séries. Não foi encontrada diferença significativa entre o fator protocolo ( $p=0,842$ ), mas houve entre fator séries ( $p=0,001$ ). Diferença significativa entre a série 3 do protocolo A com a série 1 do protocolo B. Não houve outras diferenças.

#### 4.3 Discussão do Efeito do Dispositivo na Ativação Muscular

A duração do exercício não apresentar diferenças era esperado devido ao controle da duração da repetição, auxiliado do metrônomo, sendo suficiente para evitar que houvesse alguma diferença entre as séries e protocolos realizados. Este controle da duração permitiu comparar os dados dos indivíduos igualmente sem que esse fator pudesse influenciar nos resultados. Os resultados obtidos da duração da repetição reforçam a argumentação de que as diferenças encontradas na variável iEMG para os músculos analisados não foram influenciadas por este aspecto.

O presente estudo demonstrou que a ativação muscular para o bíceps femoral foi maior no protocolo onde a ação excêntrica era mais acentuada. Essa maior ativação, que foi medida pela EMG, pode ser justificada pelo maior trabalho realizado pelo indivíduo devido ao aumento no peso deslocado durante a ação excêntrica. O trabalho é a força realizada multiplicada pela distância percorrida (HALL, 2005), assim a força extra que foi realizada durante a AE exigiu mais dos músculos envolvidos no exercício, caracterizando um trabalho maior e conseqüentemente exigindo que mecanismos fisiológicos envolvidos se ajustassem ao acréscimo no peso durante a AE.



Como foi necessário aumentar a força produzida, uma das estratégias possíveis de serem adotadas pelo sistema nervoso pode ser o recrutamento de mais unidades motoras. Portanto com mais unidades motoras sendo recrutadas, mais fibras estarão se contraindo, mais força será produzida e por consequência uma atividade eletromiográfica maior será gerada. Outro possível ajuste pode ser o aumento da frequência de estimulação das UMs.

Quando acontece a estimulação do motoneurônio acima do seu limiar ocorre a contração das fibras musculares inervadas por este motoneurônio. Esses estímulos têm uma duração menor que o período de contração, que termina geralmente na fase inicial desse período, ou seja, o tempo gasto após a estimulação do corpo celular do motoneurônio e o início do processo de contração é menor do que o tempo gasto para que ocorra a contração de todas as fibras musculares inervadas pelo motoneurônio. Se o motoneurônio que é estimulado continua sendo estimulado, e a contração ainda não terminou, acontecerá um nível superior de tensão fazendo com que a força resultante desses estímulos seja maior do que quando se tem apenas um estímulo. Esse fenômeno é denominado disparo duplo (ENOKA, 2000). Assim durante o presente estudo, no decorrer do protocolo B com o aumento da carga mecânica durante a ação excêntrica os potenciais de ação podem ter acontecido com uma frequência maior desencadeando assim o disparo duplo, fazendo com que a iEMG além de ser maior devido ao aumento do recrutamento de unidades motoras também aumentasse devido frequência de estimulação.

O gastrocnêmio medial não apresentou diferenças significativas, isso pode ser devido ao bíceps femoral ser um dos principais músculos que realizam o movimento de flexão de joelhos, ou seja, agonista do movimento, enquanto o gastrocnêmio medial age como um músculo auxiliar do movimento, ou seja, sinergista (HALL, 2005). Portanto já era esperada uma ativação maior dos músculos principais envolvidos no movimento, que no presente estudo é o bíceps femoral.

Um dos fatores que podem ter influenciado para que o gastrocnêmio medial não apresentasse valores significativos, pode ter sido o fato de não haver uma padronização da posição do tornozelo durante a execução do exercício. A posição do tornozelo foi livre para todas as voluntárias, mas se fosse padronizada uma posição fixa

talvez os resultados apresentados pudessem ser diferentes. Esta argumentação é uma especulação, considerando que no presente estudo foi mensurado este efeito. Resultados de outros estudos podem fornecer reforçar esta argumentação. No estudo de CROCE *et al.* (2000) foi analisado o pico de força e a atividade eletromiográfica dos músculos vasto lateral, vasto medial, bíceps femoral, semitendinoso e gastrocnêmio lateral durante os movimentos de flexão e extensão de joelhos. Durante esses movimentos o voluntário ficava com o pé fixado em flexão plantar ou dorsiflexão em um aparelho isocinético em duas velocidades diferentes (60°/s e 180°/s). Foi constatado que quando o voluntário estava com o pé em flexão plantar o músculo gastrocnêmio lateral apresentava maiores valores na eletromiografia, nesse estudo representado pela variável “raiz quadrática média”, *root mean square* (RMS). Já no estudo MILLER *et al.* (1997) foram analisados os músculos vasto lateral, vasto medial, bíceps femoral, semimembranoso durante os movimentos de flexão e extensão de joelhos com o pé do indivíduo em flexão plantar e dorsiflexão. Foi utilizado um aparelho isocinético e analisada a atividade eletromiográfica e o pico de força. Não foram encontradas diferenças significativas para atividade eletromiográfica para nenhum músculo analisado, mas foi concluído que quando o voluntário estava em dorsiflexão, durante o movimento de flexão de joelhos, o torque aumentava sem o aumento da atividade elétrica dos posteriores da coxa. Portanto a posição do pé poderia ter influenciado também em uma força maior que voluntário teria que fazer no presente estudo. Nenhum desses estudos analisou o músculo gastrocnêmio medial, mas pode-se notar que a posição dos pés parece ser um fator que pode influenciar nos resultados. Necessita-se de mais estudos que analisem a atividade eletromiográfica em diferentes posições dos pés durante o exercício de flexão de joelhos.

Outro ponto que pode justificar a falta de diferenças significativas para o músculo gastrocnêmio medial seria que os ajustes iniciais ao exercício sejam realizados nos motores primários do movimento. Ou seja, o músculo agonista do movimento realizaria a maior força sem que os sinergistas tivessem um papel significativo. O presente estudo utilizou uma intensidade de 60%, mas se essa intensidade fosse superior talvez houvesse uma necessidade maior dos músculos sinergistas atuarem. Contudo, essa hipótese de controle do aumento da força para produzir um movimento articular precisa ser investigada em estudos futuros.

## **5 CONCLUSÃO**

No presente estudo concluiu-se que o dispositivo mecânico projetado, adaptado ao aparelho de musculação, aumentou a carga mecânica durante a ação muscular excêntrica durante o exercício proposto, uma vez que, um aumento significativo do nível de ativação muscular foi verificado ao longo do protocolo de treinamento em que o dispositivo mecânico era acionado.

## **6. SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS**

Para melhoria do dispositivo é necessário frisar que seria ideal fazer um dimensionamento do mesmo para que possa trabalhar com cargas mecânicas maiores. Pois uma das limitações para realização dos testes com o dispositivo foi sua fragilidade, por isso a escolha de mulheres que não praticavam musculação.

Outro ponto importante é a adaptabilidade do dispositivo. Para que esse possa ser colocado em outros aparelhos, sem que haja uma mudança radical na estrutura física do mesmo, é importante melhorar a adaptabilidade do dispositivo. Assim permitindo que ele seja colocado em qualquer aparelho que utilize um camos.

## ABSTRACT

Several studies have shown that the human being is able to produce highest values of strength during eccentric muscle action than during concentric and isometric muscle action. But most of the equipment traditionally used in resistance training, which have a mechanical function characterized by a system of cables and pulleys, has the limitation of not being able to control the mechanical load imposed on the individual differently during the performance of different actions muscle, i.e. the mechanical load is the same during different muscle actions. Thus, a mechanical device capable of modulating the load during the eccentric muscle action can bring great benefit to bodybuilders and can allow a prescription for physical training more suited to athletes who seek a maximum increase of muscular strength. Thus, the purpose of this study is divided into two stages: a) the development of a mechanical device which, adapted to a traditional equipment, enables increasing the mechanical load imposed on the eccentric action and allow graduating this increase in mechanical load according with the desired intensity, b) verify the effect of using the device to a mechanical load 40% higher during the eccentric action in relation to concentric muscle during activation of biceps femoris and medial gastrocnemius using surface electromyography, for the knee flexion. The synergistic muscle movement (medial gastrocnemius) showed no significant differences of integral EMG (iEMG) between sets of protocols analyzed. In contrast, the agonist muscle movement (biceps femoris) showed significant differences in iEMG between sets when compared Protocol A series with Protocol B. It is concluded that the new device achieved the objective to regulate the intensity of effort during the eccentric action and still shows positive results in muscle activation.

Keywords: muscular activity, electromyographic activity, mechanical device, strength training machines.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AAGAARD, P.; SIMONSEN E. B.; ANDERSEN, J. L.; MAGNUSSON, S.P.; HALJJAER-KRISTENSEN, J.; DYHRE-POLUSEN, P.. Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. *J Appl Pyisiol. Rev.* n.89, p.2249-2257, 2000.
2. AAGAARD, P. Training-induced changes in neural function. *Exerc. Sport Sci. Rev.* v.31, n.2, p.61-67, 2003.
3. ABBRUZZESE, G.; MORENA, M.; SPADAVECCHIA, L.; SCHIEPPATI, M. Response of arm flexor muscles to magnetic and electrical brain stimulation during shortening and lengthening tasks in man. *Journal of Physiology*, v.481.2, p.499-507, 1994.
4. AHTIAINEN, J.P.; HAKKINEN, K. Strength athletes are capable to produce greater muscle activation and neural fatigue during high-intensity resistance exercise than nonathletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v.23, n.4, p.1129-1134, 2009.
5. ALBERTON, C.L.; SILVA, E.M.; TARTARUGA, M.P.; CADORE, E.L.; BECKER, M.E.; BRENTANO, M.A.; KRUEL, L.F.M. Análise da reprodutibilidade do sinal eletromiográfico durante ações isométricas e dinâmicas realizadas em diferentes meios. *Revista Brasileira de Biomecânica*, Ano 8, n.15, p.82-88, 2007.
6. ALVES, F.S.M.; OLIVEIRA, F.S; JUNQUEIRA, C.H.B.F.; AZEVEDO, B.M.S; DIONÍSIO, V.C. Análise do padrão eletromiográfico durante os agachamentos padrão e declinado. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v.13, n.2, p.164-172, 2009.
7. AMIRIDIS, I.G.; MARTIN, A.; MORLON, B.; MARTIN, L.; COMETTI, G.; POUSSON, M.; VAN HOECKE, J. Co-activation and tension-regulating

- phenomena during isokinetic knee extension in sedentary and highly skilled humans. *Eur J Appl Physiol*, n.73, p.149-156, 1996.
8. ASTRAND. Tratado de fisiologia do trabalho.
  9. BADILLO, J.G.; AYESTARÁN, E.G. *Fundamentos do Treinamento de Força: aplicação ao alto rendimento esportivo*. 2ªed. Porto Alegre, RS. Artmed, 2001. 284p.
  10. BARROSO, R.; TRICOLI, V.; UGRINOWITSCH, C. Adaptações neurais e morfológicas ao treinamento de força com ações excêntricas. *R. bras. Ci e Mov.* v.13(2), p.111-122, 2005.
  11. BASSANI, E.; CANDOTTI, C.T.; PASINI, M.; MELO, M.; LA TORRE, M. Avaliação da ativação neuromuscular em indivíduos com escoliose através da eletromiografia de superfície. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v.12, n.1, p.13-19, 2008.
  12. BOWERS, E.J.; MORGAN, D.L.; PROSKE, U. Damage to the human quadriceps muscle from eccentric exercise and the training effect. *Journal of Sports Sciences*, v.22, p.1005–1014, 2004.
  13. BRANDENBURG, J.P.; DOCHERTY, D. The effects of accentuated eccentric loading on strength, muscle hypertrophy, and neural adaptations in trained individuals. *J Strength Cond Res*, v.16(1), p.25-32, 2002.
  14. CHAGAS, M.H.; LIMA, F.V. *Musculação: Variáveis estruturais*. Belo Horizonte: Casa da Educação Física, 2008. 72p.
  15. CHAPMAN, D.W.; NEWTON, M.; MCGUIGAN, M.; NOSAKA, K. Effect of Lengthening Contraction Velocity on Muscle Damage of the Elbow Flexors. *Medicine & Science in Sports & Exercises*, v.40, n.5, p.926-933, 2008.
  16. CLANCY, E.A.; BOUCHARD, S.; RANCOURT, D. Estimation and

- Application of EMG Amplitude During Dynamic Contractions. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, November/December, p.47-54, 2001.
17. COLLIANDER, E.B.; TESCH, P.A. Effects of eccentric and concentric muscle actions in resistance training. *Acta Physiol.Scand*, v.140, p.31-39, 1990.
  18. CROCE, R.V.; MILLER, J.P., St PIERRE, P. Effect of ankle position fixation on peak torque and electromyographic activity of the knee flexors and extensors. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. Sep; 40(6):365-73. 2000.
  19. DE LUCA, C.J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, v.13(2), p.135-163, 1997.
  20. DINIZ, R.C.R. *A duração da repetição influencia a concentração de lactato sanguíneo e a percepção subjetiva de esforço em protocolos de treinamento no exercício supino*. 2008. 75 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Esporte) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008.
  21. DOAN, B.K.; NEWTON, R.U.; MARSIT, J.L.; TRIPLETT-MCBRIDE, N.T.; KOZIRIS, L.P.; FRY, A.C.; KRAEMER, W.J. Effects of Increased Eccentric Loading On Bench Press 1RM. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v.16(1), p.9-13, 2002.
  22. DUDLEY, G.A.; TESCH, P.A.; MILLER, B.J.; BUCHANAN, P. Importance of eccentric actions in performance adaptations to resistance training. *Aviat Space Environ Med*, v.62(6), p.543-50, 1991.
  23. ENOKA R.M. Bases neuromecânicas da cinesiologia.
  24. ENOKA R.M. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *Journal of Applied Physiology*, v.81, n.6, p. 2339–2346, 1996.



25. ENOKA, R.M.; FUGLEVAND, A. Motor unit physiology: some unresolved issues. *Muscle and Nerve*, v.24, p.4-17, 2001.
26. FARINA, D.; MERLETTI, R.; ENOKA, R.M. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol*, v.96, p.1486-1495, 2004.
27. FARTHING, J.P; CHILIBECK, P.D. The effect of eccentric training at different velocities on cross-education. *Eur J Appl Physiol*, v.89, p.570-577, 2003.
28. FARTHING, J.P; CHILIBECK, P.D. The effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. *Eur J Appl Physiol*, v.89, p.578-586, 2003.
29. FLECK, S.J.; KRAEMER, W.J. *Fundamentos do Treinamento de Força Muscular*. 3ªed. Porto Alegre, RS. Artmed, 2006. 375p.
30. GARNER, J.C.; BLACKBURN T.; WEIMAR W.; CAMPBELL, B. Comparison of electromyographic activity during eccentrically versus concentrically loaded isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.18, p.466-471, 2008.
31. GODARD, Michael P.; WYGAND, John W.; CARPINELLI, Ralph N.; CATALANO, Steve; OTTO, Robert M. Effects of Accentuated Eccentric Resistance Training on Concentric Knee Extensor Strength. *Journal of Strength & Conditioning Research*. February. v.12, n.5, p.26-29, 1998.
32. HALL, S. *Biomecânica Básica*. 4ª ed. Rio de Janeiro, RJ. Guanabara Koogan, 2005. 509p.
33. HIGBIE, E.J. et al. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *J. Appl. Physiol.* v.81, n.5, p.2173-2181, 1996.
34. HORTOBAGYI, T. et al. Adaptive responses to muscle lengthening and

- shortening in humans. *J Appl Physiol*. v.80, n.3, p.765-772, 1996.
35. HORTOBAGYI, T.; DEVITA, P.; MONEY, J.; BARRIER, J. Effects of standard and eccentric overload strength training in young women. *Med. Sci. Sports Exere.*, v.33, n.7, p. 1206-1212, 2000.
36. KAY, D.; ST CLAIR GIBSON, A.; MITCHELL, M.J.; LAMBERT, M.I.; NOAKES, T.D. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.10, p.425– 431, 2000.
37. KOMI, P.V. Força e potência no esporte. 2ª Ed. Porto Alegre, RS. Artmed. 2006, 536p.
38. KONRAD, P. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Version 1.0 April, 2005. p.1-60.
39. LASTAYO, P.C.; REICH, T.E.; URQUHART, M.; HOPPELER, H.; LINDSTEDT, S.L. Chronic eccentric exercise: improvements in muscle strength can occur with little demand for oxygen. *Am J Physiol Regulatory Integrative Comp Physiol*, v.276, p.611-615, 1999.
40. LIMA, F.V.; CHAGAS, M.H.; DINIZ, R.C.R. O procedimento de familiarização altera o desempenho no teste de 1 RM? In. GARCIA, E. S.; LEMOS, L. M. *Temas Atuais em educação física e esportes X*. Belo Horizonte: Silveira, p. 187-198, 2005.
41. LINNAMO, V.; HAKKINEN, K.; KOMI, P.V. Neuromuscular fatigue and recovery in maximal compared to explosive strength loading. *Eur J Appl Physiol*, v.77, p.176-181, 1998.

42. MILLER, J.P.; CATLAW, K.; CONFESSORE, R. *Effect of ankle position on EMG activity and peak torque of the knee extensors and flexors during isokinetic testing. Journal of Sport Rehabilitation.* v.6: 335-342. 1997.
43. MCGUINNIS, P.M. *Biomecânica do Esporte e Exercício.* Porto Alegre, RS. Artmed, 2002. 403p.
44. MORAES, A.C.; BANKOFF, A.D.P.; OKANO, A.H.; SIMÕES, E.C.; RODRIGUES, C.E.B. Análise eletromiográfica do músculo reto femoral durante a execução de movimentos do joelho na mesa extensora. *R Bras Ci e Mov*, v.11, n.2, p.19-23, 2003.
45. NARDONE, A.; ROMANO, C.; SCHIEPPATI, M. Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *Journal of Physiology*, v.409, p.451-471, 1989.
46. OLIVEIRA, A.S.C.; GONÇALVES, M.; CARDOZO, A.C; BARBOSA, F.S.S. Electromyographic fatigue threshold of biceps brachii muscle during dynamic contraction. *Eletromyogr. Clin. Neurophysiol.*, v.45, p.167-75, 2005.
47. OLIVEIRA, A.S.; RODRIGUES, D.; BÉRZIN, F. Avaliação da amplitude eletromiográfica do músculo deltoide em diferentes faixas etárias. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v.8, n.3, p.171-177, 2004.
48. PETROSKI, E.L. *Antropometria: técnicas e padronizações.* 2ed. Porto Alegre, RS. 2002. 160p.
49. PINCIVERO, D.M.; CAMPY, R.M.; SALFETNIKOV, Y.; BRIGHT, A; COELHO, A.J. Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *Eur. J. App Physiol.*, v. 90, p. 804–810, 2001.
50. PINCIVERO, D.M.; GANDHI, V.; TIMMONS, M.K.; COELHO, A.J.

- Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. *Journal of Biomechanics*, v.39, p.246-254, 2006.
51. PLATONOV, V.N.; BULATOVA, M.M. *A preparação Física*. Rio de Janeiro, RJ. Sprint, 2003. 388p.
52. POWERS, S.K.; HOWLEY, E.T. *Fisiologia do Exercício: teoria e aplicação ao condicionamento e ao desempenho*. 3º Ed. São Paulo, SP. Manole, 2000. 527p.
53. RIEK, S.; BAWA, P. Recruitment of Motor Units in Human Forearm Extensors. *Journal of Neurophysiology*, v.68, n.1, p.100-108, 1992.
54. ROSCHEL, H.; BARROSO, R.; BATISTA, M.; LAURENTINO, G.; UGRINOWITSCH, C.; TRICOLI, V. Efeito da velocidade sobre a produção de torque em ações musculares excêntricas. *R da Educação Física/UEM*, v.20, n.2, p.267-272, 2009.
55. SALE, D.G. Influence of exercise and training on motor unit activation. *Exercise and Sport Sciences Review*, v.15, p.95-151, 1987.
56. SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles). Disponível em: < <http://www.seniam.org/>>. Acesso em: 10 mai. 2008.
57. SHEPPARD, J.; HOBSON, S.; BARKER, M.; TAYLOR, K.; CHAPMAN, D.; MCGUIGAN, M.; NEWTON, R. The Effect of Training with Accentuated Eccentric Load Counter-Movement Jumps on Strength and Power Characteristics of High-Performance Volleyball Players. *International Journal of Sports Science & Coaching*, v.3, n.3, p.355-363, 2008.
58. SHEPSTONE, T.N.; TANG, J.E.; DALLAIRE, S.; SCHUENKE, M.D.; STARON, R.S.; PHILLIPS, S.M. Short-term high- vs. low-velocity isokinetic lengthening training results in greater hypertrophy of the elbow flexors in young men. *J Appl Physiol*, v.98, p.1768-1776, 2005.

59. SIRI, W. R., 1961. *Body composition from fluid spaces and density; analysis of methods*. In: Techniques for measuring body composition Ed. Brozek, J. and Henschel, A., pp 223-244. Nat.Acad.Sci.Washington D.C.
60. SPURWAY, N.C.; WATSON, H.; MCMILLAN, K.; CONNOLLY, G. The effect of strength training on the apparent inhibition of eccentric force production in voluntarily activated human quadriceps. . *Eur. J. Appl Physiol.*, v. 82, p.374-380, 2000.
61. STAUDENMANN, D.; ROELEVELD, K.; STEGEMAN, D.F.; VAN DIEËN, J.H. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation – A tutorial and review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.20, p.375-387, 2010.
62. TANK, F.F.; SILVA, G.T.; OLIVEIRA, C.G.; GARCIA, M.A.C. Influência da Distância Intereletrodos e da Cadência de Movimento no Domínio da Frequência do Sinal de EMG de Superfície. *Rev Bras Med Esporte*, v.15, n.4, p.272-276, 2009.
63. TESCH, P.A.; DUDLEY, G.A.; DUVOISIN, M.R.; HATHER, B.M.; HARRIS, R.T. Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta hysiologicala Scandinavica*, v.138, p.263–271, 1990.
64. THOMAS, J.R.; NELSON, J.K.; SILVERMAN, S.J. *Métodos de pesquisa em atividade física*. 5ª ed. Porto Alegre, RS: Artmed, 2007. 395p.
65. WEINECK, J. *Treinamento Ideal*. 9ªed. São Paulo, SP. Manole, 2003. 740p.
66. WILMORE, J.H.; COSTILL, D.L. *Fisiologia do Esporte e do Exercício*. São Paulo, SP. Manole,2001. 709p.
67. ZATSIORSKY, V.M. *Ciência e Prática do Treinamento de Força*. São Paulo,

SP. Phorte Editora, 1999. 315p.

## ANEXO 1

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(Terminologia obrigatória em atendimento à resolução 196/96 – CNS-MS)

Nº \_\_\_\_\_

#### PESQUISADORES:

Dr. Mauro Heleno Chagas (Co-orientador)  
Tel.: (31) 3409-2359  
[mauroh@eefito.ufmg.br](mailto:mauroh@eefito.ufmg.br)

Marcel Bahia Lanza (mestrando)  
Tel.: (31) 9239-1011  
[marcellanza@yahoo.com.br](mailto:marcellanza@yahoo.com.br)

Convido você a participar como voluntário da pesquisa intitulada **“Validação do dispositivo mecânico para acentuação da ação excêntrica em cadeira flexora”** que tem como objetivo investigar o efeito agudo de diferentes cargas durante a ação excêntrica na concentração de lactato e na RMS eletromiográfica, utilizando um treinamento específico no exercício cadeira flexora.

Para isto, você comparecerá ao Laboratório do Treinamento em Musculação (LAMUSC) da UFMG em 4 dias. Nos dois primeiros dias, serão realizados testes de uma repetição máxima (1 RM) no exercício cadeira flexora, objetivando mensurar a sua força máxima dinâmica. Neste teste, você realizará apenas uma repetição, sendo que o peso no equipamento será progressivamente aumentado até que você não consiga finalizar a ação concêntrica (subida da barra). Para isto serão realizadas no máximo 6 tentativas e entre cada tentativa haverá uma pausa de cinco minutos. No segundo dia de coleta, ainda serão realizadas mensurações da massa corporal e estatura, preenchimento de um questionário sobre o nível de atividade física. Nesses dias ocorreram também, familiarização das durações de repetição prescritas nesse protocolo. Estima-se que a duração desses procedimentos seja em torno de 40 minutos.

Nos dois dias seguintes, serão executadas sessões de treinamento no exercício cadeira flexora. Em cada sessão de treinamento será utilizado um protocolo escolhido aleatoriamente (vide tabela). Tempo estimado: 60 minutos.

Quadro 1  
Componentes da Carga de Treinamento

Protocolo	Duração da repetição (s)	Séries	Repetições	Intensidade Excêntrica (% 1 RM)	Intensidade Concêntrica (% 1 RM)	Pausa (min)
A	6	3	8	60	60	3
B	6	3	8	84	60	3

Nos dias de treinamento, você será submetido à uma tricotomização (raspagem dos pêlos) nas regiões da coxa e perna para a colocação de eletrodos que serão utilizados para mensurar a atividade elétrica da musculatura durante todo treinamento. Além disto, será feito um pequeno furo no lóbulo da orelha para a retirada de 30 µl de sangue para a análise da concentração de lactato sanguíneo, após um período de repouso de 5 minutos

e 1 minuto após a primeira, segunda e terceira séries. Em todo o procedimento de retirada do sangue e tricotomização, os responsáveis pela sua coleta utilizarão materiais descartáveis e tomarão todas as medidas de biossegurança necessárias. Previamente ao treinamento será realizada um aquecimento prévio ao protocolo que será utilizado.

Ao longo dos dias de coleta, deverá ocorrer um período mínimo em torno de 48 h de descanso para as musculaturas dos membros inferiores antes de cada sessão de coleta.

### **RISCOS E BENEFÍCIOS:**

A participação nesta pesquisa envolve os riscos gerais relacionados à prática de exercícios físicos como lesões músculo-esqueléticas, traumatismos, etc. Além disto, a frequência com que esses eventos ocorrem em condições laboratoriais é mínima, sendo que sempre haverá pelo menos dois pesquisadores responsáveis pelo auxílio e segurança caso você não consiga suspender a barra.

A coleta do sangue pode causar pequeno desconforto no momento da perfuração. Mas é um procedimento seguro e muito utilizado nas pesquisas da área.

Em contrapartida à sua participação na pesquisa, você receberá informações sobre seu desempenho de força, percentual de gordura corporal e massa magra. Estas informações podem ser utilizadas para a prescrição de seu próximo programa de treinamento.

### **CONFIDENCIALIDADE DOS DADOS:**

Todos os seus dados são confidenciais, sua identidade não será revelada publicamente em hipótese alguma e somente os pesquisadores envolvidos neste estudo terão acesso a estas informações que serão utilizadas para fins de pesquisa.

### EVENTUAIS DESPESAS MÉDICAS:

Não está prevista qualquer forma de remuneração ou pagamento de eventuais despesas médicas para os voluntários. Todas as despesas especificamente relacionadas com o estudo são de responsabilidade do LAMUSC da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.

Você dispõe de total liberdade para esclarecer questões que possam surgir durante o andamento da pesquisa. Qualquer dúvida, por favor, entre em contato com os pesquisadores responsáveis pelo estudo: Mauro Heleno Chagas, telefone. 3409-2359 e Marcel Bahia Lanza, telefon: 9239 1011.

Você poderá recusar-se a participar deste estudo e/ou abandoná-lo a qualquer momento, sem precisar se justificar. Você também deve compreender que os pesquisadores podem decidir sobre a sua exclusão do estudo por razões científicas, sobre as quais você será devidamente informado.

### **CONSENTIMENTO:**



**Concordo com tudo o que foi exposto acima e, voluntariamente, aceito participar deste estudo, que será realizado no Laboratório do Treinamento em Musculação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.**

Belo Horizonte, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_\_\_

Assinatura \_\_\_\_\_ do \_\_\_\_\_ voluntário:

Declaro que expliquei os objetivos deste estudo para o voluntário, dentro dos limites dos meus conhecimentos científicos.

\_\_\_\_\_  
Marcel Bahia Lanza  
Mestrando / Pesquisador

Comitê de Ética de Pesquisa da UFMG, Unidade Administrativa II, 2º andar, Av. Antônio Carlos, 6627, Campus Pampulha – UFMG – (31)3499-4592.