

**Universidade do Vale do Paraíba**  
**Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento**

*Alex Souto Maior Alves*

**"Análise eletromiográfica da relação atividade contrátil e força muscular em indivíduos treinados em plataforma de equilíbrio"**

São José dos Campos, SP

2006

*Alex Souto Maior Alves*

**"Análise eletromiográfica da relação atividade contrátil e força muscular em indivíduos treinados em plataforma de equilíbrio"**

**RESPONSE EMG ACTIVITY OF SQUAT EXERCISE WITH UNSTABLE PLATFORM**

Dissertação apresentada ao Programa de Bioengenharia, da Universidade do Vale do Paraíba como complementação dos créditos necessários para obtenção do título de mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Eder Rezende Moraes

Co-orientador: Prof. Dr. Alderico Rodrigues de Paula Júnior

São José dos Campos, SP

2006

Λ177a

**Alves, Alex Souto Maior**

Análise **eletromiográfica** da relação da atividade **contrátil** e força muscular **em** indivíduos treinados **em** plataforma de equilíbrio / Alex Souto Maior. São José dos Campos: **UniVap**, 2006.

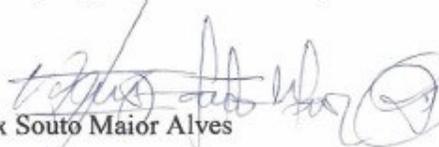
89f il.; 31cm.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em **Bioengenharia** do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, 2006.

1. Treinamento de força 2. **Plataforma de equilíbrio** 3. Força muscular  
4. **Eletromiografia** 5. Educação Física I. **Moraes, Eder Rezende**, Orient. II. Paula Jr, Alderico Rodrigues de , **Co-Orient.**  
III. **Título**

CDU:796.2

Autorizo , exclusivamente para fins acadêmicos e científicos a reprodução parcial ou total desta dissertação , por processo fotocopiador ou transmissão eletrônica.

  
Aluno: Alex Souto Maior Alves

Data: 07 de Junho de 2006

**“ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DA RELAÇÃO ATIVIDADE CONTRÁTIL E FORÇA MUSCULAR EM INDIVÍDUOS TREINADOS EM PLATAFORMA DE EQUILÍBRIO”**

Alex Souto Maior Alves

Banca Examinadora:

Prof. Dr. **LUIS VICENTE FRANCO OLIVEIRA** (UNIVAP)

Prof. Dr. **EDER REZENDE MORAES** (USP)

Prof. Dr. **ALDERICO RODRIGUES DE PAULA JUNIOR** (UNIVAP)

Prof. Dr. **ROBERTO SIMÃO** (UGF)

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco  
Diretor do IP&D - UniVap

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho a minha esposa Aline Mercante Taveira por todos os momentos em que apresentou grande paciência e amor estando sempre disposta a oferecer um ombro amigo, a minha filha Amanda Mercante Souto Maior por ter compreendido a minha ausência durante as viagens mensais e ser minha fonte inspiradora para qualquer ação, aos meus pais Anibal José Alves e Solange Maria Souto Maior Alves pelos seus incentivos e apoios e pela educação concedida durante toda minha formação educacional, sem eles eu jamais teria esta oportunidade, aos meus sogros Eunice Werneck Mercante Taveira e Dilson Palha Taveira por serem grandes suportes na minha vida e de minha família.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus por me abençoar com a oportunidade de poder colocar mais um bloco na construção de meu futuro e principalmente por me guiar pelos caminhos dos sábios e dos justos através da luz do divino e sagrado espírito santo. Contudo, poder espalhar a prosperidade para todos a minha volta.

Agradeço aos meus amigos Prof. Dr. Eder Rezende Moraes e Prof. Dr. Alderico Pacheco como meu orientador e co-orientador, respectivamente.

Agradeço também ao grande amigo Prof. Dr. Roberto Simão por ser meu grande inspirador no início de minha carreira e que se mantém até hoje e a colaboração de todos os alunos que fizeram parte deste trabalho.

Agradeço também aos meus irmãos Alan Souto Maior Alves e Angelo Souto Maior Alves por ajudarem a manter o nosso círculo familiar cada vez mais fortalecido, ao meu cunhado Diego Moreno Mercante Taveira por ser um grande suporte a minha filha e minha esposa durante esta jornada, aos meus amigos e colegas de profissão que estiveram ao meu lado durante a realização deste trabalho.

*Muito antes do universo ter sido criado, Deus já tinha um plano para nós. Então, nós fomos criados por Deus e para Deus e, enquanto isto não for compreendido a vida jamais terá sentido.*

***Rick Warren,, 2001.***

## RESUMO

O estudo apresentou dois objetivos relacionados entre si: A) Analisar os sinais eletromiográficos (EMG) de três músculos do grupamento muscular do quadríceps (vasto lateral, reto da coxa e vasto medial) em indivíduos submetidos ao exercício de agachamento bilateral no *Smith Machine* (Technogym – Itália) com e sem a Plataforma de Instabilidade (PI); B) Comparar a variabilidade do descolamento de carga através do teste de 10 Repetições Máximas (10RM) antes e depois do treinamento de força de 4 semanas com o exercício agachamento bilateral no *Smith Machine* em indivíduos treinando com e sem a PI. O estudo com EMG foi composta de 10 homens (idade  $23,4 \pm 3,4$  anos, altura  $180 \pm 5,2$  cm, massa corporal  $80 \pm 3,2$  kg) e o estudo com teste de 10RM foi composta 30 homens jovens, com idades entre 20 e 25 anos, peso entre 75 e 80 kg e altura entre 175 e 180 cm. O protocolo de medidas com EMG analisou o registro de uma contração voluntária sub-máxima (CVSM) para a situação de estabilidade e instabilidade. Os indivíduos do estudo com teste de 10RM foram separados aleatoriamente em 3 grupos (plataforma de instabilidade - GPI; grupo padrão - GP; grupo controle - GC). Os indivíduos do GPI e do GP realizaram o treinamento de força 3 vezes por semana durante 4 semanas com a carga constante (carga do teste 10RM) e ao final de cada treinamento respondiam a escala de percepção subjetiva de esforço (PSE). Os resultados do estudo com EMG, através do teste de Wilcoxon, mostrou maior atividade dos músculos analisados na situação de instabilidade em relação a estabilidade. Entretanto, com o teste de 10RM a ANOVA pelo teste post hoc de Tuckey mostrou diferença significativa entre o teste e o reteste 10RM no GP e no GPI ( $p=0,0001$ ). As médias do reteste comparadas inter-grupos mostraram redução significativa no GP ( $P=0,02$ ) e GC ( $P=0,0001$ ) em relação ao GPI. Em relação a PSE o teste Wilcoxon mostrou valores próximos ao absoluto ( $10,6 \pm 0,6$  – GP;  $11,8 \pm 0,2$  – GPI,  $P=0,0001$ ). A conclusão do estudo com EMG que os músculos analisados expostos à situação de instabilidade apresenta o alto recrutamento dos miopotenciais para a utilização de aplicação da força muscular antecipatória. Entretanto, o estudo com teste de 10RM mostrou que o treinamento com instabilidade gera através da adaptação neural habilidade de maior sincronização e recrutamento de unidades motoras.

**Palavras-chave:** EMG, Teste de 10RM, Plataforma de instabilidade, Exercício de agachamento.

## ABSTRACT

The researches aimed at presented two objectives related: 1) Analyze the signs EMG of three muscles of the quadriceps muscle group (vastus lateral, recto femoral and vastus medialis) in subjects submitted to squat exercise in Smith Machine (Technogym - Italy) with and without the unstable platform (UP); 2) Check to strength muscle through test 10 Maximum Repetitions (10RM) before and after the strength training of 4 weeks with squat exercise in subjects with and without to UP. The sample of study with EMG was composed of 10 voluntary male (age  $23,4 \pm 3,4$  years, height  $180 \pm 5,2$  cm, mass corporal  $80 \pm 3,2$  kg) and the researches with test of 10RM was composed 30 young male with ages between 20 and 25 years, weight between 75 and 80 kg and height between 175 and 180 cm. Protocol of measures with EMG analyzed the registration of sub-maximum voluntary contraction (SMVC) for stability and instability situation. However, subjects of the study with test 10RM were separate in 3 groups (platform of instability - GPI; I group pattern - GP; group control - GC). The individuals of GPI and of GP they accomplished the strength training a 3 for days per 4 weeks with the constant load (load of the test 10RM) and at the end of each training they answered the scale of subjective perception (SP). Thus, results of the study with EMG, through the Wilcoxon test, showed increase activity electrical of the muscles analyzed in the situation of instability in relation to stability. However, with test 10RM ANOVA test post hoc Tuckey showed significant difference between the test and retest 10RM in GP and GPI ( $p=0,0001$ ). The averages of the retest compared inter-groups showed significant reduction in GP ( $P=0,02$ ) and GC ( $P=0,0001$ ) in relation GPI. Furthermore, relation to PSE the test Wilcoxon showed close values to the absolute ( $10,6 \pm 0,6$  - GP;  $11,8 \pm 0,2$  - GPI,  $P=0,0001$ ). Conclusion of the researches with EMG that analyzed muscles exposed to the situation of instability presents the high recruitment of the miopotenciais for the use of application of the strength muscle anticipatory. However, the study with test of 10RM showed that the training with instability generates through the adaptation neural ability of larger synchronization and recruitment of motor units.

**Key-word:** EMG, Test 10RM, Unstable Platform, Squat Exercise.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> – Diagrama conceitual do sistema de equilíbrio.....	09
<b>Figura 2</b> – Ilustração do posicionamento do OTG e do Fuso muscular.....	12
<b>Figura 3</b> – Ilustração do posicionamento em série do OTG com a fibra muscular extrafusar.....	13
<b>Figura 4</b> – Descrição esquemática dos tipos de fibras do fuso muscular.....	15
<b>Figura 5</b> – Atividade dos motoneurônios gama na preservação da fibra intrafusar durante o alongamento.....	17
<b>Figura 6</b> – Ilustração da co-ativação alfa/gama com mecanismo de inibição do estiramento.....	18
<b>Figura 7</b> – Ilustração do posicionamento e divisão de cada tipo de fibra muscular (Ia, Ib, II) e dos motoneurônios (alfa/gama).....	19
<b>Figura 8</b> – Quadro descritivo da sensibilidade de cada receptor aferente em relação à ação imposta durante a atividade (alongamento e contração muscular).....	20
<b>Figura 9</b> – Ilustra as funções e posições dos ductos semicirculares e dos órgãos otólios.....	22
<b>Figura 10</b> – Representação esquemática do sistema neural e ativação das unidades motoras a partir de um estímulo externo.....	25
<b>Figura 11</b> – Ilustração do caminho percorrido pelo motoneurônio através da medula espinhal até sua inervação no músculo do quadríceps.....	33
<b>Figura 12</b> – Ilustração do tamanho de cada motoneurônio.....	35
<b>Figura 13</b> – Foto da posição inicial (GP).....	43
<b>Figura 14</b> – Foto da posição final (GP).....	43
<b>Figura 15</b> – Foto da posição inicial (GPI).....	44
<b>Figura 16</b> – Foto da posição final (GPI).....	44
<b>Figura 17</b> – Core board training (plataforma de equilíbrio).....	44
<b>Figura 18</b> – Apresentação do sinal RMS do EMG do músculo vasto lateral.....	49
<b>Figura 19</b> – Apresentação do sinal RMS do EMG do músculo reto femoral.....	50
<b>Figura 20</b> – Apresentação do sinal RMS do EMG do músculo vasto medial.....	51

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> – Apresentação do percentual de ganhos de força muscular de acordo com a progressão do treinamento.....	28
<b>Tabela 2</b> – Apresentação dos dados antropométricos de todos os indivíduos participantes do estudo.....	39
<b>Tabela 3</b> – Apresentação dos dados em média e desvio-padrão através das análises intra e inter-repetições.....	58

## LISTA DE GRÁFICOS

<b>Gráfico 1</b> – Resposta eletromiográfica do músculo vasto lateral na relação estabilidade e instabilidade no exercício de agachamento.....	52
<b>Gráfico 2</b> – Resposta eletromiográfica do músculo reto femoral na relação estabilidade e instabilidade no exercício de agachamento.....	52
<b>Gráfico 3</b> – Resposta eletromiográfica do músculo vasto medial na relação estabilidade e instabilidade no exercício de agachamento.....	53
<b>Gráfico 4</b> – Gráfico de barras mostra a média e o desvio-padrão entre os grupos da análise.....	57

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

ANOVA – Análise de variância  
CVM – Contração voluntária máxima  
CVSM - Contração voluntária sub-máxima  
EMG – Eletromiografia  
FNM – Fuso neuromuscular  
GC – Grupo controle  
GP – Grupo padrão  
GPI – Grupo plataforma de instabilidade  
IMC – Índice de massa corporal  
OTG – Órgão tendinoso de Golgi  
PI – Plataforma de Instabilidade  
PSE – Percepção subjetiva de esforço  
RF – Reto femoral  
RM – Repetição máxima  
RMS – Raiz média quadrática  
SNC – Sistema nervoso central  
VL – Vasto lateral  
VM – Vasto medial

# SUMÁRIO

<b>1.Introdução</b> .....	01
<b>2. Objetivos</b> .....	04
<b>3. Revisão da Literatura</b> .....	05
3.1. Fisiologia do Equilíbrio.....	07
3.1.1.Sistema visual.....	09
3.1.2.Sistema sensório-motor.....	10
3.1.3.Sistema vestibular.....	21
3.1.4.Ciclo percepção-ação.....	24
3.2. Adaptação neural e treinamento de força.....	25
3.2.1.Ganhos iniciais de força.....	25
3.2.2.Coordenação intramuscular.....	30
3.2.3.Coordenação intermuscular.....	31
3.2.4.Fatores neurais e sistema neuromuscular.....	32
<b>4. Material e métodos</b> .....	38
4.1.Sujeitos.....	38
4.2.Instrumentos e teste.....	40
4.3.Coleta de dados.....	43
4.3.1.Descrição do primeiro estudo (EMG).....	45
4.3.2.Descrição do segundo estudo (teste de 10RM).....	45
<b>5.Análise estatística</b> .....	47
4.3.1.Descrição do primeiro estudo (EMG).....	47
4.3.2.Descrição do segundo estudo (teste de 10RM).....	47
<b>6.Resultados</b> .....	48
6.1.Resultados do primeiro estudo (EMG).....	48
6.1.1.Grupos musculares do quadríceps.....	48
6.2.Resultados do segundo estudo (teste de 10RM).....	55
6.2.1.Teste de10RM.....	55
6.2.2.Número de repetições e Percepção subjetiva de esforço (PSE).....	56

<b>7. Discussão.....</b>	<b>59</b>
<b>8. Conclusão.....</b>	<b>65</b>
<b>Referências bibliográficas.....</b>	<b>66</b>
Anexo A – Termo de consentimento livre e esclarecido.....	73
Anexo B – Termo de autorização do conselho de ética.....	75

## 1- INTRODUÇÃO

É sabido que existem diversos métodos para ganhos de força muscular com o treinamento. Porém, o desenvolvimento da força está relacionado com a confiabilidade entre volume, intensidade e frequência de treinamento (RHEA et al., 2003). Entretanto, uma categoria principal de exercícios proprioceptivos é relacionada através da plataforma de instabilidade (PI), porém, não apresentando uma relação direta com o treinamento de força. Behm, Anderson e Curnew (2002) concluíram que os ganhos de força são atribuídos ao aumento da área de secção transversa do músculo e a melhora da coordenação neuromuscular (agonista, antagonista, sinergistas e estabilizadores) proporcionado pelo treinamento de força na PI.

O treinamento funcional na PI é um importante parâmetro para a reabilitação e condicionamento neuromuscular, conseqüentemente, proporciona a melhora da coordenação e do padrão de recrutamento neuromuscular (STROJNIK; VENGUST; PAVLOVIC, 2002). Este tipo de treinamento auxilia na maior ativação do sistema proprioceptivo em uma atividade principalmente estática com ação das fibras aferentes (MAGNUSSON; SIMONSEN; KIAER, 1996), porém muitos estudos mostram seu potencial na execução dinâmica (HEITKAMP et al., 2001; SODERMAN et al., 2000).

Durante a realização do treinamento na PI, a instabilidade dos movimentos proporciona situações de risco às articulações, assim, a ativação dos impulsos proprioceptivos que são integrados em vários centros sensório-motores regula automaticamente os ajustes na contração dos músculos posturais, mantendo o equilíbrio postural geral. As fibras musculares intrafusais, o órgão tendinoso de Golgi e outras formas de propriocepção auxiliam na manutenção do equilíbrio e detecção da posição

corporal (COOKE, 1980). As mudanças agudas no comprimento das unidades músculo-tensão, a tensão, a produção de força e a atividade neuromuscular podem alterar a habilidade de detectar (propriocepção aferente) e responder (atividade muscular eferente) às mudanças imediatas no equilíbrio (BEHM et al., 2004). Os centros sensório-motores fornecem um relato preciso da situação do músculo para o nível espinhal. Assim, de acordo com a progressão do treinamento, os indivíduos treinados realizam movimentos que exijam grau excepcional de coordenação neuromuscular e que envolva interações automáticas do comando motor voluntário e postural dos grupamentos musculares superiores e inferiores (BEHM et al., 2004; BLOEM et al., 2000).

A PI é usada para auxiliar na reabilitação articular e muscular, sendo relacionados com a estabilização e reabilitação do tornozelo e joelho (HOLM et al., 2004; MATTACOLA; DWYER, 2002; VERHAGEN et al., 2005). Entretanto, estudos recentes concluem que o treinamento regular previne possíveis danos articulares e são eficientes na melhora da força muscular, velocidade de reação e equilíbrio (BEHM; ANDERSON; CURNEW, 2002). Porém, a realização de um protocolo de treinamento de força com instabilidade, em que se verificam os possíveis mecanismos de atividade contráteis e ganhos de força muscular, mostra-se muito escassa na literatura científica.

O grupamento muscular do quadríceps é o mais volumoso e potente grupo muscular do corpo humano, conseqüentemente, constitui a maior parte da massa muscular da região anterior e medial da coxa (ALKNER; TESCH; BERG, 2000). Assim, este grupo muscular apresenta 4 músculos em sua formação: vasto lateral, vasto medial, vasto intermédio e reto da coxa. O equilíbrio na atividade muscular entre o vasto lateral e o vasto medial é visto como essencial para uma relação artrocinemática

adequada entre a patela e a tróclea femoral (RIBEIRO et al., 2005). Entretanto, dos 4 músculos do quadríceps, o reto da coxa, apresenta maior ação na articulação do quadril, enquanto, o vasto intermédio é visualizado quando se rebate o músculo reto da coxa. Contudo, sugerem que a boa funcionalidade dinâmica dos músculos do quadríceps pode ser determinante na prevenção e/ou na limitação da severidade de lesões dos tecidos moles (ISEAR et al., 1997).

Medidas importantes para detecção de respostas neuromusculares fidedignas são observadas com a utilização da eletromiografia (EMG). A EMG tem a função de investigar a atividade elétrica do músculo, por meio de sinal espectral (DE LUCA, 1997). Alguns fatores podem influenciar o sinal eletromiográfico, tais como: a espessura do tecido adiposo, distância entre os eletrodos, ativação das unidades motoras e impedância da pele (DE LUCA, 1997). Segundo Anderson e Behm (2005) a medida por EMG demonstrou alta atividade elétrica da musculatura para-vertebral e abdominal durante a execução de exercícios de agachamento com instabilidade. Enquanto, Behm, Anderson e Curnew (2002) detectaram baixa atividade elétrica por EMG na resposta aguda da musculatura do quadríceps durante a execução do exercício de extensão de joelho com instabilidade. Entretanto, quando medidas não-invasivas são relacionadas ao deslocamento de cargas, o teste de 10 repetições máximas (10RM) vem sendo amplamente utilizado como critério padrão de referências, seja como medida diagnóstica da força muscular ou como parâmetro para a prescrição e monitoração de um determinado exercício, a fim de objetivar a carga máxima para a realização do protocolo de treinamento (SIMÃO et al., 2005).

## 2 - OBJETIVOS

Este estudo apresentou dois objetivos relacionados entre si, em que foi dividido em: A) Analisar e comparar os sinais eletromiográficos de 3 músculos do grupamento muscular do quadríceps (vasto lateral, reto da coxa e vasto medial) em indivíduos submetidos ao exercício de agachamento bilateral no *Smith Machine* com e sem a PI; B) Comparar a variabilidade do deslocamento de carga (força muscular) através do teste de 10 repetições máximas (10RM), fato este que está diretamente relacionado com o aumento da taxa de produção de força. A realização do teste 10RM ocorreu antes e depois do treinamento de força de 4 semanas na execução do exercício agachamento bilateral no *Smith Machine (Teghnogym, Itália)* em indivíduos treinando com e sem a PI.

### **3 – REVISÃO DA LITERATURA**

Na grande parte da literatura científica são encontradas diversas referências para os temas utilizados no presente estudo (Equilíbrio; Adaptação neural; Plataforma de instabilidade; Treinamento de força). Assim, para que não haja problemas na interpretação desses termos ao longo do texto, será estabelecida a definição adotada para cada um deles.

O equilíbrio na posição ereta torna-se consideravelmente mais complexo devido às possíveis alterações, tais como: a diminuição do tamanho da base de sustentação, a mudança do local do centro de gravidade e ao empilhamento vertical dos segmentos do corpo (HORAK ; MACPHERSON, 1996). Então, um corpo apresenta o seu estado de equilíbrio normal quando o somatório de todas as forças externas e de todos os torques externos é igual a zero. O equilíbrio é definido em 2 momentos, estático e dinâmico. Estas condições de equilíbrio são caracterizadas respectivamente, pela ausência ou pela presença de velocidade. O equilíbrio estático e dinâmico é mantido pelos sistemas vestibular (labirinto, nervos cocleares, núcleos, vias e inter-relação no sistema nervoso central), proprioceptivo (receptores sensoriais localizados em articulações, músculos e tendões) e visual (BARELA et al., 2003; HORAK ; SHUPERT, 1994; LEE ; ARONSON, 1974). Quando estes três sistemas estão em harmonia é apresentada uma perfeita orientação espacial e são desencadeados reflexos oculares (vestíbulo-ocular, optocinético, cervico-ocular) e espinhais (vestíbulo-espinhais, vestíbulo-cólico, cervico-cólico, cervico-espinhais) apropriados à manutenção automática e inconsciente do controle postural no meio ambiente. Alterações em um ou mais destes sistemas pode

ocasionar desequilíbrio. Assim, o equilíbrio pode ser definido como a condição em que todas as forças atuantes no corpo estão equilibradas no centro da massa que é controlado pela base de apoio, numa posição particular ou durante movimentos (PECK ; TURVEY, 1997).

A adaptação neural é o mecanismo principal no início da prática de um esforço que atinja o sistema neuromuscular. Este tipo de adaptação representa a melhora da coordenação inter e intramuscular, recrutamento de unidades motoras, aumento dos impulsos neurais excitatórios sobre os inibitórios e padrão de sincronização das fibras musculares. Assim, a adaptação neural influencia no desempenho humano e na realização das atividades diárias ou desportivas. Um dos fatores importantes da adaptação neural são os ganhos da força sem mudanças estruturais no tamanho do diâmetro do músculo (hipertrofia), mas não sem a ocorrência das adaptações neurais (ENOKA,1988).

A plataforma de instabilidade é considerada um dos métodos de treinamento proprioceptivos mais novos na atualidade. Ela apresenta as seguintes medidas: 15,3 cm x 74 cm x 56 cm e pesa 12,5 kg. Existem métodos de exercícios proprioceptivos como: *Fit ball*, *woble board*, *skates*, entre outros. Porém, todos esses métodos são utilizados freqüentemente para reabilitação neuromuscular. Entretanto, a plataforma de instabilidade foi criada com o propósito de melhora no desempenho físico, assim, o indivíduo em situações de instabilidade promoverá a ativação dos impulsos proprioceptivos que são integrados em vários centros sensorimotores para regular automaticamente os ajustes na contração dos músculos estabilizadores e sinergistas, conseqüentemente, maior padrão de recrutamento neuromuscular e atividade neural.

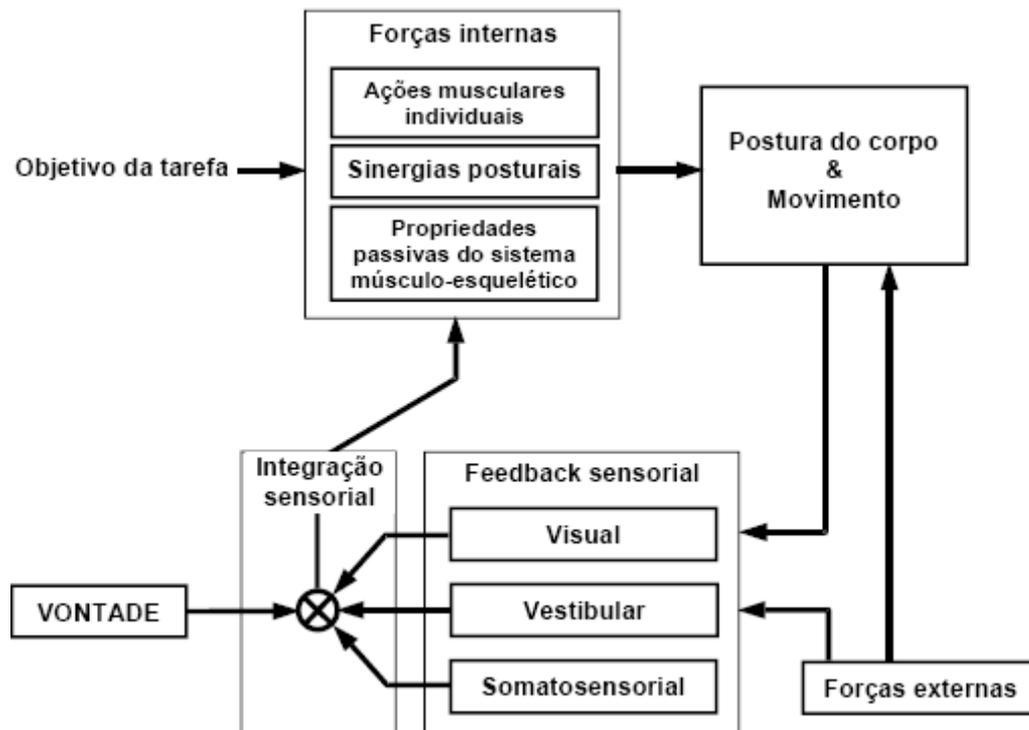
O treinamento de força é um padrão de atividade física que se define como a capacidade de um músculo ou grupo muscular de gerar uma tensão e se opor a uma resistência externa num determinado tempo ou velocidade (BARBANTI; TRICOLI; UGRINOWITSCH, 2004). Atualmente o desenvolvimento do conhecimento científico relacionado ao treinamento de força tem se voltado ao estudo das diferentes formas de organização de programas de treinamento, do esclarecimento dos mecanismos responsáveis pelo aumento da área de secção transversa da musculatura esquelética, dos efeitos dos diferentes tipos de contração, e da utilização do treinamento de força na melhoria da qualidade de vida da população de idosos. Com isso, a organização dos programas necessita de um bom controle de variáveis como intensidade, volume, intervalo de recuperação e frequência de treinamento.

### **3.1 Fisiologia do equilíbrio**

O funcionamento do sistema postural envolve a necessidade de coordenar e controlar os segmentos corporais com base nas informações somato-sensoriais, visuais e vestibulares. Desta forma, mesmo um comportamento cotidiano como a manutenção da posição ereta, ao contrário do que parece, é uma tarefa complexa que envolve um intrincado relacionamento entre informação sensorial e atividade motora (BARELA, 2000; BERNE ; LEVY, 1998). Os sistemas sensoriais são representados num circuito de *feedback*; a integração sensorial destas diferentes informações pode ser afetada por um desejo consciente (vontade) de colocar um menor ou maior ganho em uma das fontes sensoriais, por exemplo. Mecanismos de *feedforward*, como, por exemplo, ajustes posturais antecipatórios, são representados por sinergias posturais (Figura 1). Outras

sinergias posturais possíveis são as estratégias de controle postural, as quais são geralmente afetadas pelo circuito de *feedback* (DUARTE, 2000). Assim, as informações sensoriais informam sobre a posição relativa dos segmentos corporais e sobre as forças internas e externas, atuando nos segmentos corporais. Todas estas informações sensoriais são, então, utilizadas para estimar e antecipar as forças que atuam no corpo e, combinadas com atividade muscular apropriada, produzem ou mantêm a posição corporal desejada (BARELA, 2000). O equilíbrio postural está relacionado ao equilíbrio das forças internas e externas que agem no corpo durante as ações motoras (HORAK ; SHUPERT, 1994). O sistema visual, somato-sensorial e vestibular são utilizados pelas respostas sinérgicas que estimulam o córtex cerebral sintetizando a orientação do espaço (GANONG, 1985).

Assim, a manutenção de uma posição corporal desejada envolve a coordenação e controle dos segmentos corporais com relação aos outros segmentos corporais e à coordenação e controle destes segmentos corporais com relação ao meio ambiente (BARELA, 2000).



**Figura 1.** Diagrama conceitual do sistema de equilíbrio postural. Adaptado de Duarte M., Análise establiográfica da postura ereta quase-estática, 2000.

### 3.1.1 Sistema Visual

Este sistema é um dos três sistemas de manutenção postural, conseqüentemente, auxilia na manutenção e orientação de uma postura ereta. A correção consciente e inconsciente da postura é possível através das entradas visuais. Apesar de o sistema visual ser importante como fonte de referência de verticalidade e para a manutenção da oscilação natural do corpo dentro dos limites da estabilidade, não é imprescindível para o controle postural, visto que é possível manter o equilíbrio com os olhos fechados (HORAK ; SHUPERT, 1994). Entretanto, Paulus et al., (1984; 1989) observaram que qualquer manipulação na qualidade da informação visual, como por exemplo, diminuição da acuidade visual ou aumento da distância entre o observador e o cenário

visual, provoca aumento da oscilação corporal. Além disso, as informações visuais não são sempre uma fonte acurada de informação sobre a orientação do próprio movimento, uma vez que o sistema visual tem dificuldade de distinguir entre o movimento de um objeto e o movimento do próprio corpo (SHUMWAY-COOK ; WOOLLACOTT, 1995). Contrapondo estas afirmações, Lee e Aronson (1974) manipularam experimentalmente a informação visual movendo uma “sala” suspensa. Esta sala, conhecida como “sala móvel”, era composta pelas paredes laterais, o teto e um dos fundos e podia ser movimentada para frente e para trás. Adultos e crianças ficavam em pé nesta sala e, quando ela era movimentada para frente e para trás, oscilações corporais correspondentes eram observadas. Em alguns casos em que a sala móvel foi movimentada bruscamente, a manutenção da posição ereta foi comprometida, ocorrendo até quedas. A conclusão mostra, nesta situação do estudo, alta atividade do sistema visual com o controle postural.

O ajuste da postura, a sensação do movimento e a resposta aos estímulos visuais podem ser visto através das respostas aos estímulos opto-cinéticos (movimento repetido de objetos grandes no campo visual). Estes estímulos dão um sentido de aceleração ao indivíduo e, assim, conduzem aos ajustes postural-reflexivos para manter o contrapeso. A detecção do movimento é baseada no movimento da imagem observada e pelo movimento conjunto da cabeça e dos olhos (GHEZ, 1991). Os arcos reflexos visuais ajudam também a manter a estabilidade do campo visual e a luz é transformada num sinal elétrico e conduzida através do sistema nervoso. O sistema visual focaliza um alvo visual com a fôvea através de um movimento rápido dos olhos. O sistema liso permite a fixação do olhar em um objeto móvel com uma frequência de menos de 1.2 Hz. O reflexo opto-cinético é o resultado de dois objetos múltiplos que se movem através do

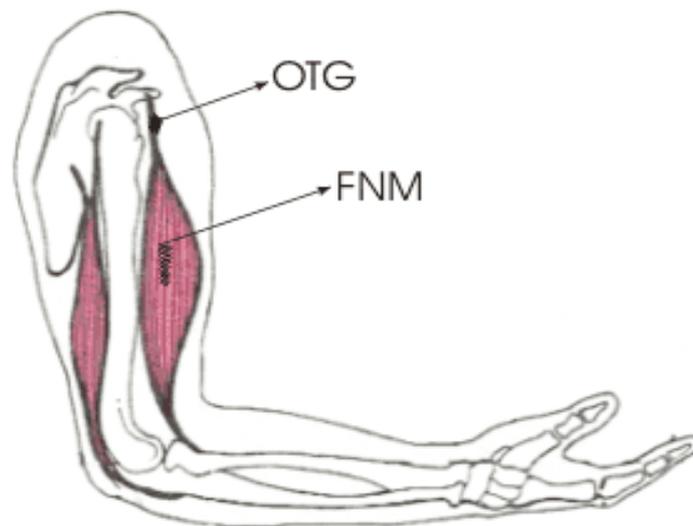
campo visual de um paciente (objetos móveis que ocupam aproximadamente 80% do campo visual do paciente), conseqüentemente, proporciona o sentido do movimento ao paciente.

### **3.1.2 Sistema sensório-motor**

Este sistema tem o objetivo de auxiliar no controle postural de forma estática e dinâmica, através de dois arcos-reflexos. O primeiro é o reflexo miotático (reflexo profundo do tendão) tem o objetivo de monitorar o nível de estiramento na fibra muscular, assim, manter a estabilidade articular. O segundo é o arco reflexo proprioceptivo que ajuda no controle da postura e na resposta funcional do estiramento (BERNE ; LEVY, 1998). Contudo, este utiliza entradas somato-sensoriais múltiplas que são fornecidas para os movimentos coordenados dos membros e do tronco através das articulações. O arco reflexo tem uma latência mais elevada do que o reflexo miotático, embora ambos sejam mediados pelas respostas medulares. Entretanto, quando comparado com os reflexos visuais e vestibulares apresenta uma latência menor (LORD; GIDEON; WARD, 1993; MAGNUSSON; SIMONSEN; KIAER, 1996).

Os receptores somatosensoriais do sistema neuromuscular incluem os fusos musculares e os órgãos tendinosos de Golgi (OTG). E são compostas de fibras musculares intrafusais, ou seja, são fibras menores e não contribuem de forma significativa para a contração muscular. Estas fibras apresentam características de receptores sensoriais, o que diferencia das fibras musculares extrafusais (atua durante a contração muscular), e são divididas em fibras aferentes Ia, Ib e II (Figura 7) (RIEMANN ; LEPHART, 2002)

A propriocepção inclui a sensação estática dos ângulos articulares, como também, as sensações cinestésicas. Estas cinestesia são estímulos sensoriais sobre o movimento, fornecendo desse modo o grau de estiramento dos músculos, o grau da tensão exercida nos tendões, a posição das articulações e a vibração profunda (POWERS ; HOWLEY, 2000).

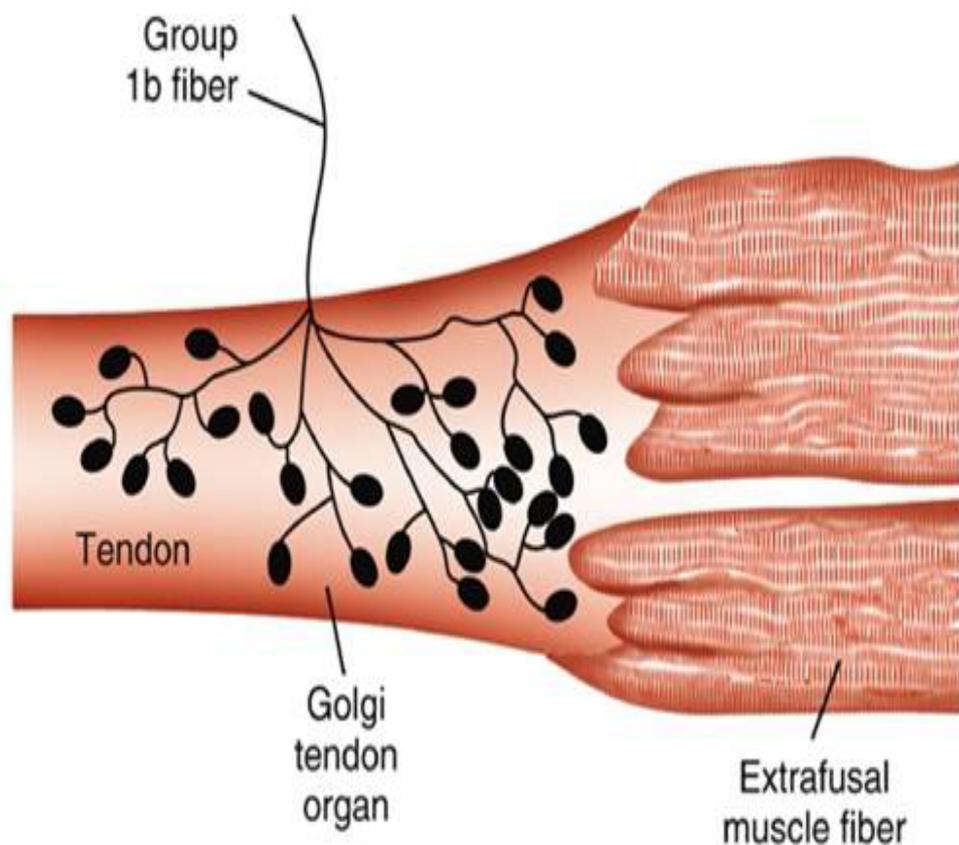


**Figura 2.** Ilustra o posicionamento do órgão tendinoso de Golgi – OTG (extremidade da fibra muscular) e o fuso muscular - FNM (internamente a fibra muscular). Adaptado de Powers SK e Howley ET, Fisiologia do exercício; 2000.

O OTG são mecanorreceptores que detectam continuamente a tensão produzida pela contração muscular inervados pelas fibras musculares aferentes Ib de rápida condução e grande diâmetro. Durante a tensão muscular as fibras aferentes Ib perdem a sua bainha de mielina após atravessar a cápsula e se ramifica em numerosas terminações, as quais se entrelaçam à volta dos fascículos de colágeno. O estiramento

das fibras de colágeno também estira o ÓTG, assim, comprime e alonga as terminações nervosas, provocando a sua despolarização (GRIGG, 1994; RIEMANN ; LEPHART, 2002).

O OTG está localizado nos tendões e destina-se a regular seu nível de tensão e suas respostas reflexas (Figura 2), assim, causam o relaxamento das estruturas às quais estão ligados ou, ainda determinam a ativação da musculatura antagonista (MAGNUSSON; SIMONSEN; KIAER, 1996). O OTG é uma estrutura encapsulada localizada na junção músculo-tendão e em série com as fibras musculares extrafusais, onde as fibras de colágeno do tendão se juntam às extremidades das fibras musculares extrafusais (Figura 3). Os feixes de colágeno na cápsula do OTG dividem-se em finos fascículos.



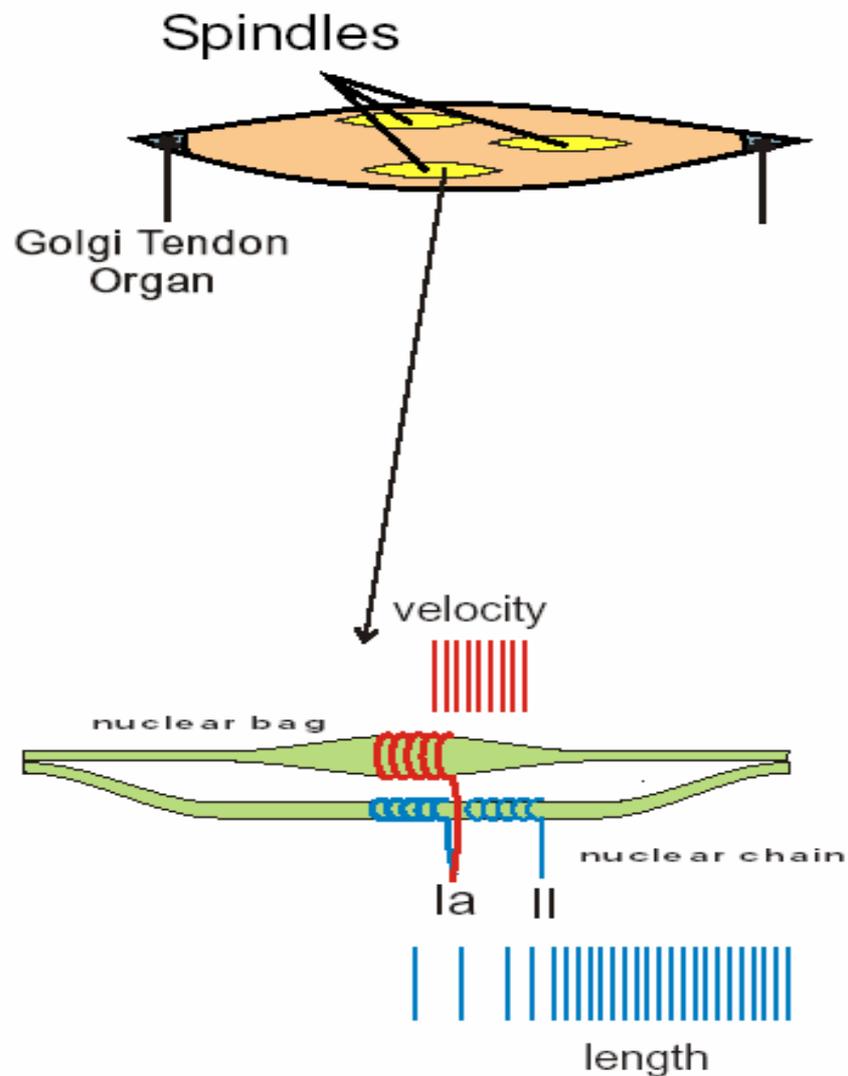
**Figura 3.** Ilustra o posicionamento em série do OTG com a fibra muscular extrafusilar. Adaptado de Powers SK e Howley ET, Fisiologia do exercício; 2000.

O OTG responde como um monitor de retroalimentação emitindo impulsos sob uma de suas condições: em resposta à tensão criada no músculo quando este se encurta e em resposta à tensão quando o músculo é distendido passivamente (ALBERTS et al., 1997; ISSURIN; LIEBERMANN; TENENBAUM, 1994). Quando estimulados por tensão ou distensão excessiva, os receptores de Golgi conduzem seus sinais rapidamente pelos neurônios sensoriais para a medula espinhal, a fim de desencadear uma inibição reflexa dos músculos por eles inervados através das fibras aferentes Ib. Isso ocorre por causa da influência predominante do interneurônio medular inibitório sobre os motoneurônios que inervam o músculo. Assim, este reflexo é dissináptico inibidor, que

inibe o músculo agonista e excita seu antagonista (LORD; GIDEON; WARD, 1993; RIEMANN ; LEPHART, 2002).

Então, o órgão tendinoso de Golgi funciona como um mecanismo sensorial protetor. É possível que as influências inibitórias dos OTG (relaxamento das estruturas) possam ser gradualmente reduzidas em resposta ao treinamento de força. Isto permitiria que o indivíduo produzisse uma maior quantidade de força muscular e, em muitos casos melhorasse o desempenho, propiciando um melhor aproveitamento da ação dos fusos musculares (RIEMANN ; LEPHART, 2002).

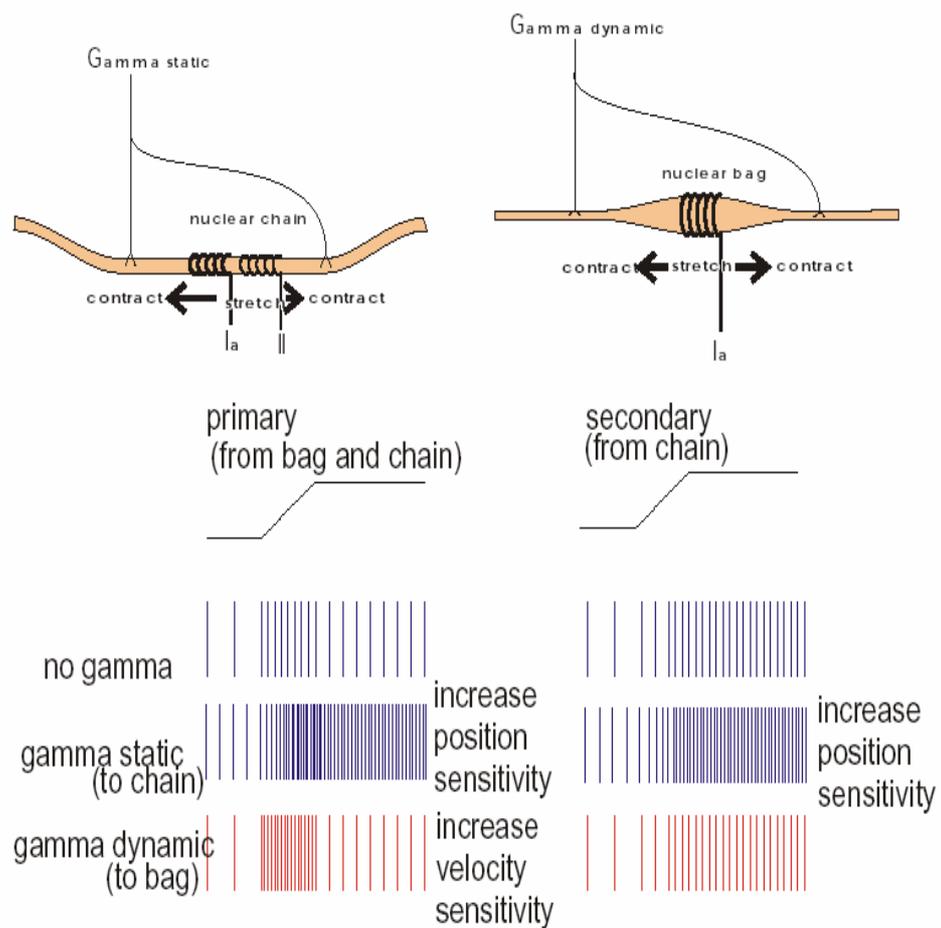
Os fusos musculares consistem em uma cápsula de tecido conectivo com cerca de 1mm de comprimento, com seis ou mais fibras musculares intrafusais (células musculares finas que são circundadas por uma bainha de tecido conjuntivo) e algumas terminações nervosas motoras e sensitivas especializadas. Eles localizam-se paralelamente entre as fibras musculares extrafusais de todo o músculo (Figura 2). As extremidades da cápsula se estendem para dentro e se fundem com o tecido conectivo de todo o músculo (ALBERTS et al., 1997). O fuso muscular consiste de dois tipos de cápsula de tecido conectivo divididos em: Aglomerado nuclear (*Nuclear bag*) - São muitos núcleos empacotados centralmente em um “saco”. São células maiores e mais longas (Figura 4). Envia terminações para as fibras aferentes Ia e II informando velocidade de variação de comprimento muscular e informação de comprimento; Cadeia Nuclear (*Nuclear chain*) - É uma única linha de núcleos semelhante a uma cadeia. São células mais finas e curtas. Envia somente terminações para as fibras aferentes II informando variação de comprimento muscular (Figura 4). As terminações nervosas sensoriais dos fusos musculares dividem-se em dois tipos: primárias (fibras aferentes Ia) e secundárias (fibras aferentes II) (BALLARD, 1978).



**Figura 4.** Descrição esquemática dos tipos de fibras do fuso muscular – Saco nuclear (*Nuclear Bag*) e Cadeia nuclear (*Nuclear Chain*). Esquemas das inervações característica dos receptores aferentes (Ia e II) de cada fibra. Terminação primária = Fibras Ia; Terminação secundária = Fibras II. Adaptado de Ballard KJ, *Typical sympathetic noradrenergic endings in a muscle spindle of the cat*, 1978.

Os motoneurônios que inervam as fibras intrafusais aferentes do fuso muscular são chamados de Gama ( $\gamma$ ) (Figura 7). Estes motoneurônios estimulam as fibras intrafusais a se contraírem simultaneamente com as fibras extrafusais tensionando o fuso muscular (Figura 5). Durante a estimulação as fibras intrafusais estiram a parte central das terminações nervosas aferentes tornando-as mais sensíveis ao estiramento,

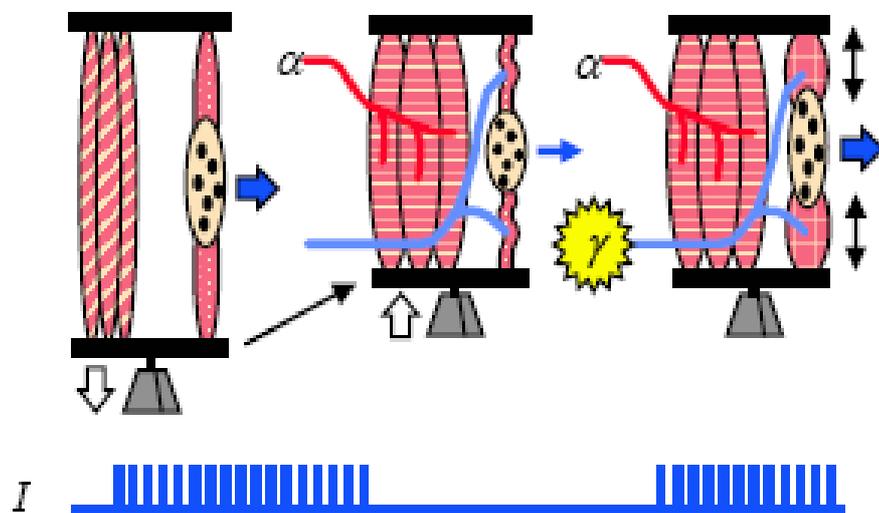
conseqüentemente, gera-se o potencial de ação. Portanto, com a estimulação a resposta aferente do fuso muscular não reduz e o motoneurônio gama ajusta o comprimento das fibras intrafusais para que o fuso muscular sempre opere numa porção sensitiva de sua escala de resposta (DIETZ, 1992; ISSURIN; LIEBERMANN; TENENBAUM, 1994; MAGNUSSON; SIMONSEN; KIAER, 1996). Assim, os aferentes sensitivos terminam na parte central das fibras intrafusais e as fibras  $\gamma$  inervam as regiões polares, onde estão localizados os elementos contrácteis. A ativação dos eferentes  $\gamma$  provoca a contração e encurtamento das regiões polares, o que estira a porção não contrátil central, conduzindo ao aumento da frequência de despolarização das terminações sensitivas. A contração das fibras intrafusais altera, desta forma, a sensibilidade das terminações aferentes ao estiramento (BALLARD, 1978 ; DIETZ, 1992).



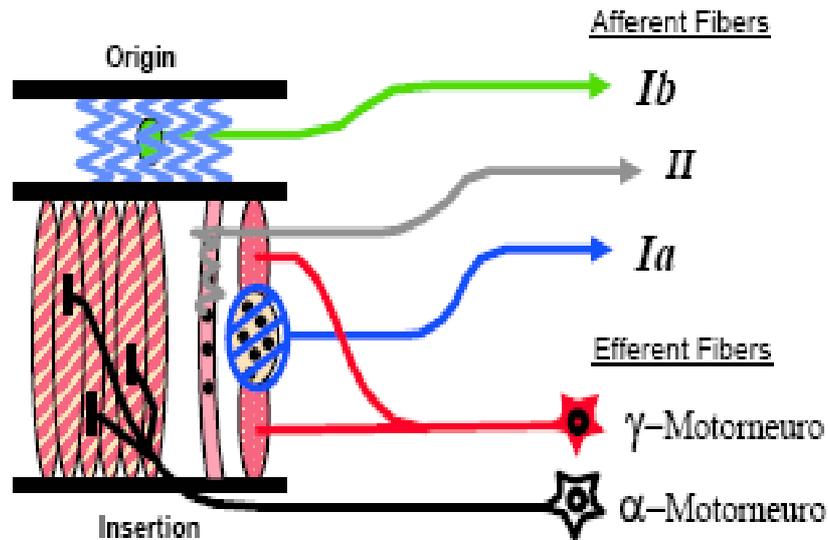
**Figura 5.** Resultado da atividade dos motoneurônios (Mn) Gama ( $\gamma$ ) na preservação da fibra intrafusal durante o alongamento. Ação principal dos receptores primários aferentes Ia na sensibilidade do posicionamento e velocidade de encurtamento. Adaptado de Ballard KJ, *Typical sympathetic noradrenergic endings in a muscle spindle of the cat*; 1978.

Entretanto, o motoneurônio alfa ( $\alpha$ ) destina-se as fibras musculares, sendo responsável pela execução de todo e qualquer movimento realizado pelo tronco e membros (Figura 7). Portanto, quer se trate de um movimento voluntário a ativação das musculaturas axial (tronco) ou apendicular (membros) será resultado da ação da medula espinal, por intermédio dos motoneurônios alfa. Assim, esse motoneurônio é determinado como via de execução final de todo e qualquer tipo de movimento, não importando se de natureza reflexa, rítmica ou voluntária, e não importando quais estruturas neurais de medula espinal a córtex cerebral participe de sua organização. É

importante ressaltar que durante o aumento do estiramento ou tensão da fibra muscular intrafusais a atividade do motoneurônio alfa ocorre em paralelo com o motoneurônio gama (co-ativação alfa/gama), em que possibilita maior suporte e manutenção do OTG ou Fuso muscular (DIETZ, 1992, MATSUO et al., 1995) (Figura 6).



**Figura 6.** Ilustração da co-ativação alfa/gama com mecanismo de inibição do estiramento. Ação da contração das fibras extrafusais pelo motoneurônio alfa e ação da contração das fibras intrafusais aferentes Ia pelo motoneurônio gama. Adaptado de Matsuo R. et al., *Inhibitory effect of sympathetic stimulation on activities of masseter muscle spindles and the jaw jerk reflex in rats*; 1995.

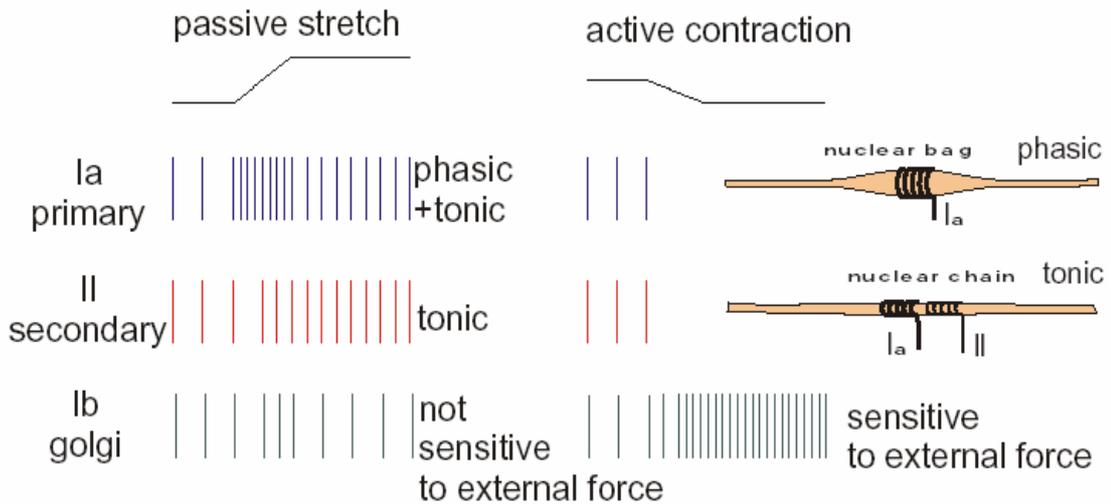


**Figura 7.** Ilustração do posicionamento e divisão de cada tipo de fibra muscular (Ia, Ib, II) e dos motoneurônios (alfa e gama). Adaptado de Matsuo R. et al., *Inhibitory effect of sympathetic stimulation on activities of masseter muscle spindles and the jaw jerk reflex in rats*; 1995.

As terminações primárias ou fibras aferentes Ia são formadas por fibras de grande calibre que envolvem as porções centrais das fibras intrafusais, assim, transmite impulsos para a medula na velocidade de 100m/s (Figura 7). Estas terminações respondem às alterações dinâmicas quando o comprimento muscular do receptor do fuso aumenta subitamente, conseqüentemente, responde de forma ativa à rápida velocidade de modificação do comprimento. Estas respostas provêm da responsabilidade das terminações primárias no monitoramento do grau de alongamento e estiramento do músculo no qual estão inseridas (MAGNUSSON; SIMONSEN; KIAER, 1996; POWERS ; HOWLEY, 2000).

As terminações secundárias ou fibras aferentes II são formadas por duas fibras nervosas sensoriais menores que inervam a região receptora em cada lado da terminação primária (Figura 7). Elas respondem às alterações rápidas do comprimento muscular,

mas fornece informações contínuas ao sistema nervoso central sobre o comprimento estático do músculo (BALLARD, 1978; DIETZ, 1992; MATSUO et al., 1995).



**Figura 8.** Quadro descritivo da sensibilidade de cada receptor aferente em relação à ação imposta durante a atividade (alongamento e contração muscular). Adaptado de Ballard KJ, *Typical sympathetic noradrenergic endings in a muscle spindle of the cat*, 1978.

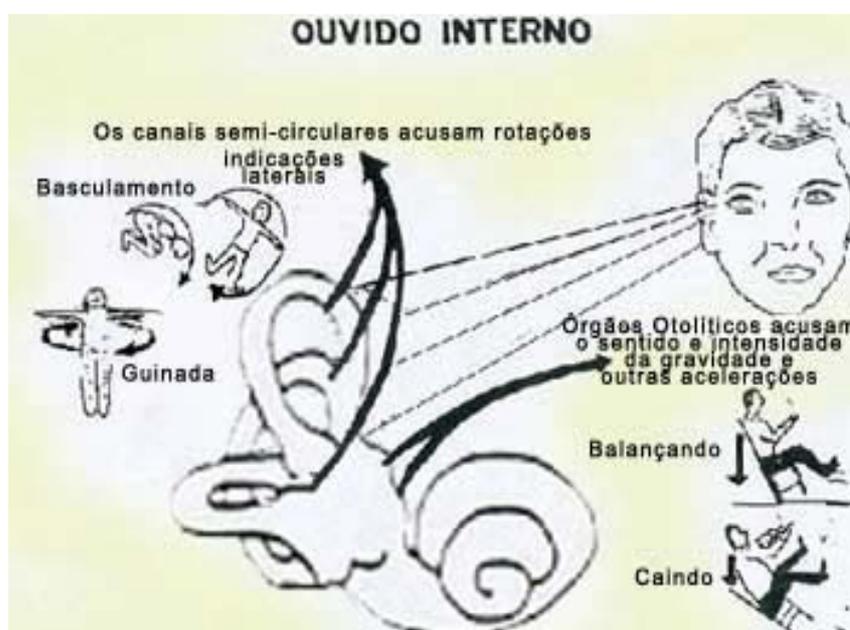
Os fusos musculares e os órgãos tendinosos de *Golgi* transmitem tipos diferentes de informação durante seus recrutamentos. Quando um músculo é estirado, os aferentes (Ia e II) dos fusos musculares aumentam significativamente a sua frequência de despolarização, enquanto os órgãos tendinosos de Golgi apresentam um aumento pequeno, não significativo e inconsciente. Por outro lado, quando o músculo gera uma contração, como resultado da estimulação do motoneurônio  $\alpha$ , a frequência de despolarização dos órgãos tendinosos de Golgi aumenta de forma significativa, enquanto a dos fusos musculares diminui ou mesmo não é recrutado (RIEMANN; LEPHART, 2002). Esta diferença de resposta resulta das diferentes relações anatômicas dos dois tipos de receptores sensoriais. O estiramento do músculo alonga as fibras

intrafusais, estirando a terminações nervosas do fuso muscular (aférentes Ia e II), o que conduz ao aumento da frequência de despolarização (Figura 8). Nos órgãos tendinosos de Golgi as fibras de colágeno dos tendões são mais rígidas que as fibras aferentes Ia e II minimizando sua ativação quando ocorre o estiramento. Assim, como os órgãos tendinosos estão em série com as fibras musculares, sofrem pouca deformação (LORD; GIDEON; WARD, 1993; GRIGG, 1994). Contudo, quando o músculo gera uma contração as fibras musculares exercem tensão diretamente sobre as fibras de colágeno e transmitem a tensão aos órgãos tendinosos de Golgi de forma mais eficaz. Desta forma, os órgãos tendinosos de *Golgi* respondem melhor à contração do que ao estiramento muscular. Os Fusos Musculares, pelo contrário, diminuem a sua frequência de despolarização quando o músculo contrai porque, à medida que as fibras extrafusais encurtam as intrafusais, em paralelo, também encurtam (MATSUO et al., 1995).

### **3.1.3 Sistema vestibular**

O sistema vestibular é acionado a partir da movimentação acelerada da cabeça, ou das mudanças na aceleração resultante de uma alteração na posição da cabeça para determinar seu posicionamento em relação às forças da gravidade e inércia. Assim, o sistema vestibular responsável pelo equilíbrio está parcialmente localizada no labirinto e é dividido em dois grupos dos receptores sensorio-motor especializado: o ducto semicircular e os órgãos otólitos (Figura 9). A função do ducto semicircular é detectar a aceleração angular da cabeça, principalmente a movimentos rápidos da cabeça assim como aqueles que ocorrem durante uma situação de desequilíbrio (GHEZ, 1991). Os órgãos otólitos detectam a aceleração linear quando a cabeça move e são importantes

para determinar a posição da cabeça em relação à gravidade. A maioria dos otólitos responde aos movimentos lentos da cabeça, assim como aqueles que ocorrem durante a oscilação da postura. Contudo, o ducto semicircular e os órgãos otólitos apresentam células receptoras chamadas de células ciliadas vestibulares, que são capazes de traduzir deslocamentos em sinais neurais (CAPOVILLA; MIYAMOTO; CAPOVILLA, 2003).



**Figura 9.** Ilustra as funções e posições dos ductos semicirculares e dos órgãos otólitos. Adaptado de Capovilla A.; Miyamoto N.; Capovilla F., Alteração de equilíbrio e nistagmo pós-rotatório em crianças com dificuldades de leitura; 2003.

O ducto semicircular dispõe-se de maneira a atuar sinergicamente entre si, os laterais no plano horizontal e o superior de um lado com o posterior do outro nos planos ântero-posterior e vertical. A mudança de posição da cabeça é seguida pela movimentação da endolinfa nos canais deslocando os cílios das células sensoriais da crista ampular. No caso dos canais semicirculares horizontais, a corrente ampulípeta (no sentido da ampola) provoca uma resposta excitatória aumentando a frequência de impulsos elétricos na fibra nervosa. A corrente ampulífuga gera resposta inibitória (HORAK; SHUPERT, 1994). Nos ductos semicirculares superiores e posteriores ocorre o inverso.

Já as máculas do sáculo e do utrículo são estimuladas por diferentes intensidades de pressão exercida pelos otólitos sobre os cílios das células sensoriais e funcionam como receptores para acelerações lineares. Os impulsos gerados tanto nos canais quanto nas máculas dirigem-se aos ramos vestibulares do nervo vestibulo-coclear (GHEZ, 1991; CAPOVILLA; MIYAMOTO; CAPOVILLA, 2003). As fibras dos nervos vestibulares estabelecem sinapse com inúmeros núcleos vestibulares no assoalho do IV ventrículo, a partir do qual começaria o sistema vestibular central. Algumas fibras dirigem-se diretamente ao cerebelo, que coordena as respostas motoras às aferências vestibular e proprioceptiva. Importante centro de conexão no tronco cerebral é a formação reticular que mantém inter-relação com o córtex cerebral, hipotálamo, sistema límbico, com os núcleos dos nervos óculos-motor, abducente e troclear, através dos quais se origina o nistagmo, e com a medula espinhal para manutenção da postura corporal. O córtex cerebral, por sua vez, pode atuar moderando as respostas ao estímulo vestibular (GHEZ, 1991; CAPOVILLA; MIYAMOTO; CAPOVILLA, 2003).

A redução do sinal gravitacional provoca adaptações cerebrais, principalmente no sistema vestibular (otólitos e ducto semicircular). O estudo de Angelaki et al. (1999) teve o objetivo de provar que a disfunção do otólito e dos ductos semicirculares causa instabilidade postural no pós-vôo espacial. O estudo contou com 45 astronautas em 24 missões espaciais realizadas entre 1989 e 1995. Cada tripulante foi testado na plataforma de posturografia dinâmica computadorizada antes do vôo, e 5 vezes após o vôo (entre 2h e 4h depois da aterrissagem e, novamente, às 24h, 48h, 96h e 192h após a aterrissagem). Imediatamente após o vôo, todos os tripulantes demonstraram desordens no controle do equilíbrio, quando comparados ao momento antes do vôo espacial. Após 4 dias do pouso da aeronave (96h), os astronautas recuperaram o controle postural

normal. Os astronautas veteranos foram melhores nos testes, quando comparados aos iniciantes nos testes sensoriais pós-vôo, sugerindo que a transição da microgravidade para a gravidade normal da Terra é decorrente da experiência. De acordo com o estudo, essa instabilidade postural apresentada pelos astronautas no seu retorno a Terra é idêntica àquela apresentada por indivíduos com desordem de equilíbrio que estão na Terra. A diferença está no tempo de recuperação entre estes dois grupos. Enquanto os astronautas podem levar de 2 a 4 dias após sua chegada à Terra, em média, para se recuperarem, os indivíduos com desordem de equilíbrio podem levar de 1 semana a 1 mês, enquanto alguns nunca se recuperam.

Em suma, o sistema vestibular contribui para manter o corpo equilibrado e para coordenar os movimentos da cabeça e do corpo. Mas, os sinais vestibulares sozinhos não são capazes de fornecer informações ao sistema nervoso central (SNC) (HORAK; SHUPERT, 1994).

### **3.1.4 Ciclo percepção-ação**

Durante a manutenção de uma orientação postural desejada, há a necessidade de ocorrer um relacionamento estável entre o executante e o meio ambiente ao seu redor. Para que isto ocorra, informação sensorial e ação motora são utilizadas continuamente pelo sistema de controle postural, formando um ciclo percepção-ação (BARELA, 2000). Este ciclo está baseado em um relacionamento coerente e estável que, no caso da utilização da informação somato-sensorial, visual e vestibular auxilia em uma estratégia de ação antecipatória. Neste caso, a informação sensorial é utilizada para estimar oscilação corporal e, então, utilizada para produzir atividade motora antecipatória com o

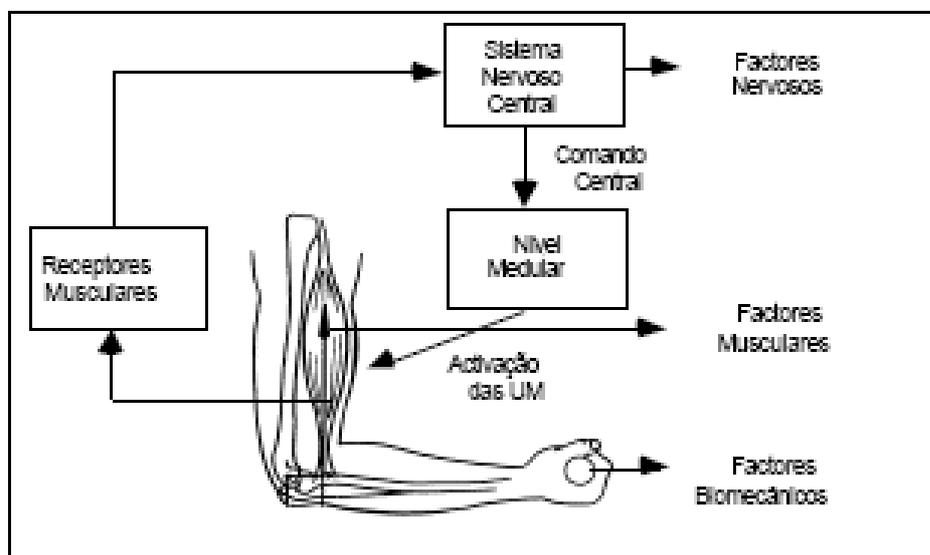
objetivo de minimizar esta oscilação corporal (BARELA, 2000; BARELA et al., 2003). Este relacionamento parece não estar totalmente desenvolvido em crianças e pode ser a causa das diferenças comportamentais entre crianças e adultos com relação ao controle postural. Entretanto, é o componente de harmonia entre os 3 sistemas sensoriais para manutenção do controle postural (BARELA et al., 2003). Para melhor exemplificarmos este ciclo Barela et al. (2003) relatam que ao conseguirmos discriminar a incoerência das informações visuais a melhor análise seria pela utilização de outras fontes sensoriais, no caso o sistema vestibular e somato-sensorial, para que diminua a força do acoplamento entre as informações visuais e a oscilação corporal. Porém, o funcionamento do sistema de controle postural necessita de que o relacionamento entre informação sensorial e ação motora recorra as adaptações do sistema neural.

## **3.2 Adaptação neural e treinamento da força**

### **3.2.1 Ganhos iniciais de força**

O treinamento da força conduz às adaptações neurais e estruturais no sistema neuromuscular (FLECK; KRAEMER; EVANS, 1996; HAKKINEN, 1994; MCCOMAS, 1994). A força é caracterizada pela habilidade do sistema nervoso de ativar os músculos envolvidos em movimentos específicos. O controle neural destes músculos, durante exercícios de treinamento de força, pode ser muito intrínseca. Em consequência, os ganhos de força, originam-se dentro do sistema nervoso pelo fato da ocorrência das adaptações neurais (ENOKA, 1997; CARROLL; RIEK; CARLSON, 2001). A adaptação neural é um conceito que, freqüentemente, pode ser mal entendida e

negligenciado ao projetar programas de treinamento. Quando um indivíduo começa primeiramente a treinar, a adaptação preliminar que experimentará será a neurológica (Figura 10). Enoka (1988) discute que os ganhos da força podem ser conseguidos sem mudanças estruturais no tamanho do músculo, mas não sem a ocorrência das adaptações neurais.



**Figura 10.** Representação esquemática do sistema neural e ativação das unidades motoras a partir de um estímulo externo. Adaptado de Enoka RM., *Neural adaptations with chronic Physical activity*; 1997.

O aumento inicial na força muscular ocorre mais rapidamente do que hipertrofia muscular, relacionando-se ao aprendizado motor (CARROLL; RIEK; CARLSON, 2001; MORITANI,1992). Seguindo essas conclusões, o *American College of Sports Medicine* - ACSM (2001) apresentou investigações precedentes em relação às adaptações neurais e às contribuições hipertróficas aos ganhos da força de músculo. Alguns de seus membros estudaram grupos destreinados, para executar oito semanas de treinamento de força progressivo. No fim do treinamento, ambos os grupos exibiram aumentos de força máxima. Contudo, o mais importante foram as medidas EMG (eletromiografia) indicadoras de que as mudanças na atividade contrátil dos músculos são fundamentais para aumentos da força, apresentando total relação com as adaptações neurais. Em relação à hipertrofia, ela aumenta gradualmente após as adaptações neurais ocorrerem. Moritani e De Vries (1979) testaram exercícios de flexão de cotovelo e notaram mudanças significativas em relação ao braço treinado, na área de secção transversa tanto quanto à atividade neural, tornando-se fatores importantes para o ganho da força. O braço destreinado mostrou ganhos de força, associado com o aumento no nível de atividade neural. A conclusão do estudo observou que os fatores neurais contribuíram pela maior parte dos ganhos de força na fase inicial do treinamento, visto que mais tarde os fatores hipertróficos eram os principais contribuintes. Em relação comparativa ao treinamento unilateral Carolan e Cafarelli (1992) estudaram 20 estudantes universitários masculinos sedentários, realizando extensões de joelhos unilaterais 3 vezes por semana durante 8 semanas. Após as 8 semanas, foram detectados aumentos de 32,8% em relação à força muscular na perna treinada, não havendo mudança na atividade eletromiográfica integrada. Estas informações fornecem um parâmetro significativo de que no início do treinamento de força, ocorre o

desenvolvimento da coordenação intramuscular e intermuscular, conseqüentemente, o desenvolvimento da sincronização (quando todas as fibras musculares são recrutadas ao mesmo tempo), nível de estimulação neural e recrutamento de unidades motoras (Figura 10). Após a ocorrência dessas adaptações de níveis neurais, dá-se início aos fatores hipertróficos. Assim torna-se prescindível a ocorrência das adaptações neurais e, conseqüentemente, ganhos de força.

De acordo com o posicionamento do ACSM (2002), fundamentado por uma série de revisões de estudos científicos, relata-se que os ganhos de força são mais relevantes durante as fases iniciais do que nas fases intermediárias e avançadas do treinamento de força (tabela 1), pelo fato da ocorrência das adaptações neurais.

**Tabela 1-** A tabela apresenta os ganhos de força de acordo com a progressão do treinamento. Adaptado do ACSM, *Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults*; 2002.

GRUPOS	GANHOS DE FORÇA ( % )
Destreinados	40%
Moderados	20%
Treinados	16%
Avançados	10%
Elite	2%

A partir da tabela apresentada acima, algumas pesquisas concluem que os ganhos de força ocorrem dentro de um prazo de 4 a 8 semanas de treinamento de força (HICKSON; HIDAHA; FOSTER, 1994; O'BRYANT; BYRD; STONE, 1988) que demonstraram repetidamente ocorrência de aumentos na força resultantes das

adaptações neurais significativas, e não apresentando resultados do tamanho aumentado do músculo (hipertrofia) durante o treinamento de força. De acordo com essa afirmação Gordon et al. (1996) estudaram 54 mulheres entre 18 e 35 anos, apresentando aproximadamente as mesmas características físicas. As mulheres foram submetidas ao treinamento de força (extensão de joelho) durante um período de 10 semanas, submetidas à ressonância magnética antes e após o treinamento, que concluiu aumentos da ativação neural e hipertrofia muscular. O provável aumento da hipertrofia neste estudo seria resultante da estabilização da adaptação neural ocorrida no início do treinamento, dando continuidade aos fatores hipertróficos, mantendo o que foi comprovado na literatura. Cole e Yue (1992) compararam a produção voluntária de força máxima depois de um programa de treinamento de contrações repetitivas do músculo, com o débito de força em relação a um programa de treinamento que não envolvesse contrações repetitivas do músculo (treinamento mental). O estudo foi dividido em 2 grupos, o 1º envolveu abduções de punho, realizadas 4 vezes por semana e o 2º pretendeu produzir estas mesmas contrações, através do treinamento mental. Os resultados dos testes geraram surpresas entre os pesquisadores, pois a força média da abdução do punho esquerdo aumentou 22% para o grupo que realizou o treinamento mental e 30% para o grupo que realizou as contrações. Com isso apresentaram conclusões que os aumentos da força podem ser conseguidos sem ativação repetida do músculo (ENOKA, 1997).

Os ganhos da força parecem resultar dos efeitos da prática do motor central, e adicionam as evidências existentes para a origem neural dos aumentos de força que ocorrem antes da hipertrofia muscular. Destaca-se também a importância de exercitar-se através da amplitude muscular, pois este tipo de exercício apresenta um efeito

predominante de maior ativação neural, com isso beneficiando a velocidade angular (BABAULT et al., 2003). Assim conclui-se que exista uma ligação entre a adaptação neural e a hipertrofia em relação à força muscular (SALE, 1992).

### **3.2.2 Coordenação Intramuscular**

A coordenação intramuscular surge como um dos fatores decorrentes da adaptação neurogênia e vem mais uma vez elucidar a função representada pelas unidades motoras nesse processo. A melhora da ativação das unidades motoras é justamente o que possibilita uma das primeiras alterações adaptativas no sistema neuromuscular (BACURAU; NAVARRO, 2001). Quanto à melhoria das funções intramusculares, Weineck (1991) destaca que o aumento da capacidade de um músculo em mobilizar um maior número de Unidades Motoras, causa aumento da capacidade de se desenvolver força de contração.

No início do treinamento, constata-se a importância da existência da coordenação intramuscular para todas as modalidades esportivas, principalmente aquelas que exigem potência e força. Assim, a ativação das unidades motoras irá proporcionar a um determinado músculo a participação mais ativa, realizadas nas mais diversas circunstâncias. Hollmann e Hettinger (1983) verificam a coordenação intramuscular como uma cooperação-neuromuscular dentro de uma seqüência de movimentos determinada em cada um dos músculos isoladamente. A ocorrência da coordenação intramuscular se dá na fase da adaptação neural, quando se verifica o aumento da solicitação das unidades motoras. A justificativa para este fato é que indivíduos não-treinados não conseguem pôr em ação o recrutamento das unidades motoras específicas

para um movimento em comparação a atletas treinados. Em relação a indivíduos treinados e destreinados, Weineck (1991) mostra que o treinado adquire a capacidade de ativar simultaneamente mais unidades motoras de um músculo. Fala-se de uma melhora na coordenação intramuscular: ao contrário dos destreinados que só conseguem colocar simultaneamente em ação um determinado percentual de fibras musculares ativáveis. Os indivíduos treinados apresentam uma quantidade de fibras musculares contráteis ativadas sincronizadamente, significando maior recrutamento de unidades motoras e com isso também a força total do músculo (BACURAU; NAVARRO, 2001). Com o que foi visto até o momento sobre a coordenação intramuscular, pode-se constatar a estreita ligação desta com o princípio do tamanho ocorrido com as unidades motoras.

### **3.2.3 Coordenação Intermuscular**

A coordenação Intermuscular ocorre quase que simultaneamente com a coordenação intramuscular, diferenciando-se desta pelo fato de ocorrerem ajustes entre as musculaturas envolvidas em um ato motor. O aprimoramento das capacidades coordenativas dos sistemas musculares acontece pelo direcionamento aumentado da inervação nas musculaturas. O aumento da inervação intermuscular pode ser explicado devido à melhoria da coordenação dos grupos musculares participantes de um determinado movimento. Tanto agonistas quanto antagonistas desempenham um importante papel (WEINECK, 1991). A coordenação intermuscular, no entanto, representa a cooperação de diversos músculos em relação a uma seqüência que se tem em vista (HOLLMANN; HETTINGER, 1983). Assim a coordenação intermuscular vem

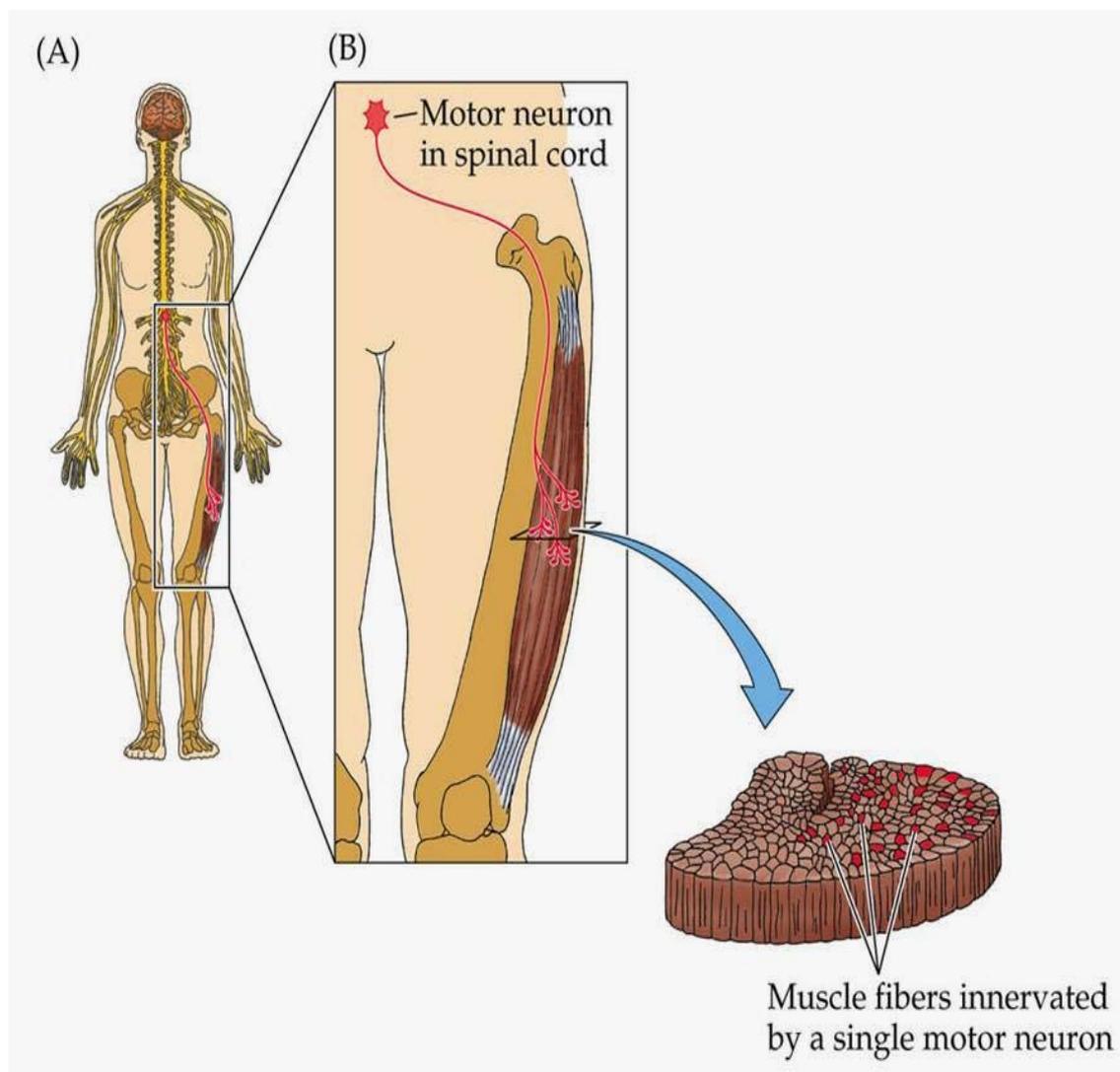
evidenciar a sua importância no esporte quando a força necessária para um determinado movimento e a técnica com que este é executado, ocorrendo a reunião entre a eficiência e a coordenação motora.

A aplicação quanto ao desenvolvimento da força, que apresenta as solicitações das unidades motoras, determina que a coordenação intermuscular aparece também como ferramenta de incremento da força. Ocorre o recrutamento das musculaturas necessárias e seus sinergistas ao máximo, promovendo a inibição das musculaturas antagonistas e finalmente mantendo a integridade das articulações através das musculaturas estabilizadoras. De acordo com essa afirmação, Weineck (1991) defende que reduzido controle intermuscular, seja quanto aos sinergistas ou aos antagonistas, leva a uma diminuição do desenvolvimento de força dinâmica máxima possível. Desta forma a coordenação intermuscular apresenta-se como mais um evento ocorrido durante a adaptação neurogênica devido às claras evidências do aumento desta em indivíduos treinados quando comparados a indivíduos não-treinados.

#### **3.2.4 Fatores Neurais e Sistema Neuromuscular**

O movimento humano é controlado e regulado pelo sistema nervoso central (SNC). Embora o cérebro seja o controlador principal das atividades dos músculos, em que muitas das suas atividades ocorrem no nível espinhal, e o arco reflexo é o mecanismo básico para atividades automáticas. Os impulsos são integrados e transmitidos ao órgão periférico. A reação do processo contrátil da fibra muscular é controlada pela soma de impulsos neurais inibitórios e excitatórios que transmitem continuamente aos neurônios e determinam seu potencial para a excitação (WILLMORE; COSTILL, 1999) (Figura

11). Assim os impulsos excitatórios excedem os impulsos inibitórios da fibra muscular, dando início à contração muscular. Este procedimento facilita, de forma benéfica, o recrutamento de unidades motoras ativadas sincronizadamente.

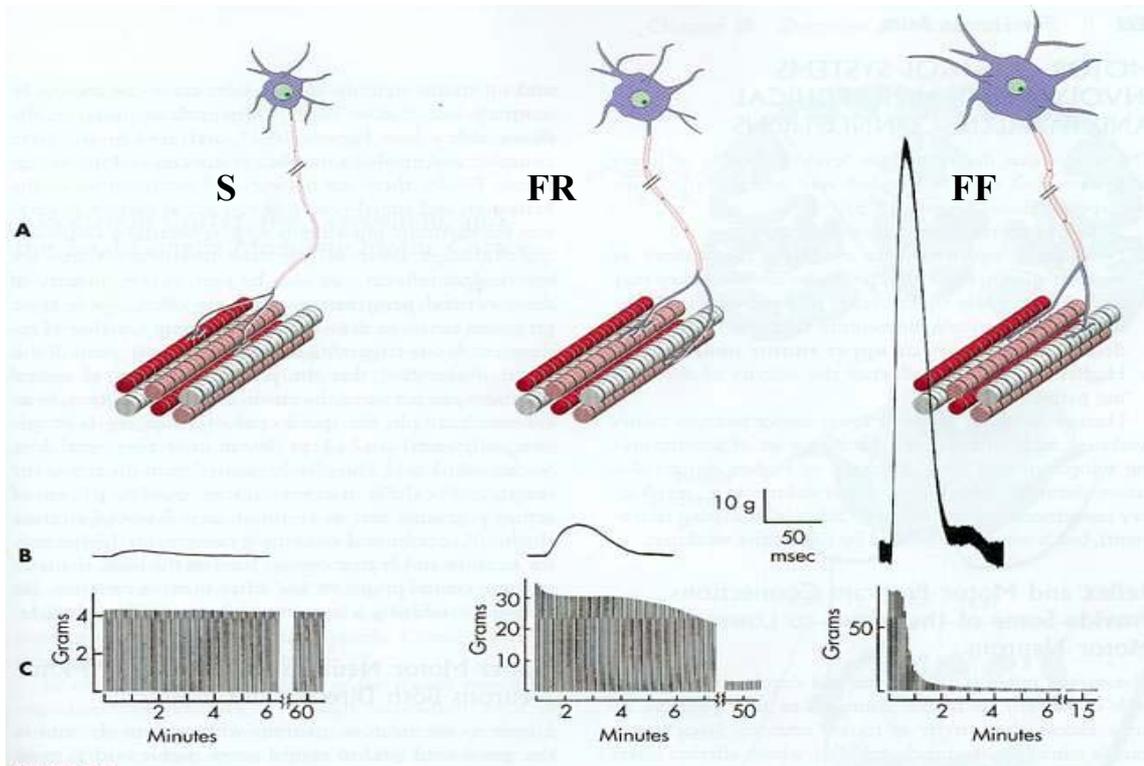


**Figura 11.** Ilustração do caminho percorrido pelo motoneurônio através da medula espinhal (a) até sua inervação na musculatura do quadríceps (b). Adaptado de Fleck SJ; Kraemer WJ, *Designing Resistance Training programs*; 1997.

As unidades motoras definem-se como um nervo motor e todas as fibras por ele inervadas e torna-se a unidade funcional básica do músculo esquelético (BOMPA; CORNACHIA, 2000; FLECK; KRAEMER, 1997). Os ganhos de força destacam-se a partir de uma melhora na sincronização das unidades motoras, pelo fato de resultar

maior velocidade de contração e aumentar, conseqüentemente, a capacidade de os músculos gerarem mais força. Segundo MCardle, Katch e Katch (1991), os ganhos iniciais de força caracterizam-se por um maior nível de excitação e subsequente desinibição ou facilitação neural, resultando uma exacerbação na excitabilidade dos neurônios motores, portanto, um maior recrutamento de unidades motoras, que poderiam dar origem a uma ativação plena dos grupos musculares (Figura 10). A maior ativação neural mostra ser o mecanismo responsável pelo aumento da força muscular, que ocorre quando se inicia um treinamento de força e que não estão relacionados à hipertrofia das fibras musculares. De forma crítica, MCardle, Katch e Katch (1991) preferem a teoria de assincronizada e sincronizada. Eles discutem que o teste padrão do recrutamento das unidades motoras depende do exercício que está sendo executado, pois nem todas as unidades motoras são solicitadas ao mesmo tempo. A partir da afirmação citada, Fleck e Kraemer (1997) concluem que se uma unidade motora é ativada, uma quantidade muito pequena de força é produzida. Se várias unidades motoras são ativadas, mais força é produzida. Se todas as unidades motoras em um músculo são ativadas, a força máxima produzida por um músculo, é denominado de somação de unidades motoras múltiplas (Figura 12). Assim o fato de o músculo contrair-se ou manter-se relaxado, depende do somatório dos impulsos nervosos recebidos pelas unidades motoras num determinado estímulo. Este controle diferencial de testes-padrão de recrutamento das unidades motoras de forma sincronizada é provavelmente o fator principal que distingue não somente os grupos atléticos específicos, mas também os treinados dos destreinados. Assim, o sistema neuromuscular quando estimulado pode ser utilizado e desenvolvido para alcançar melhores adaptações com o treinamento

intenso de força, conseqüentemente, objetivando um melhor desempenho motor (SALE, 1988).



**Figura 12.** Ilustração do tamanho de cada motoneurônio – S (lento); FR (Intermediário); FF (rápido). Adaptado de Fleck SJ; Kraemer WJ, *Designing Resistance Training programs*; 1997.

As unidades motoras estabelecem a ligação entre os músculos e o sistema nervoso (principal componente para os ganhos de força iniciais), tornando o recrutamento das fibras musculares de forma sincronizada. O recrutamento das unidades motoras é determinado geralmente pelo tamanho de seu motoneurônio (CARROLL; RIEK; CARLSON, 2001), que destaca-se por agrupar um número aproximado de 10 a 180 fibras por unidade motora de fibras lentas, e 300 a 800 fibras por unidade motora de fibras rápidas (WILLMORE; COSTILL, 1999). Uma das características do maior

recrutamento dos motoneurônios é conhecido como princípio do tamanho. Desta forma, o início do treinamento de força estabelece a habilidade de recrutar uma porcentagem elevada de suas unidades motoras, e estas habilidades são fatores determinantes na aquisição da força muscular (FLECK; KRAEMER, 1997; SALE, 1987) . Van Cutsem, Duchateau e Hainaut (1998) observaram em seu estudo que 5 homens realizando 10 séries do exercício de dorsoflexão, durante 12 semanas, recrutaram de forma ordenada (princípio do tamanho) as unidades motoras nas primeiras semanas de treinamento, passando a um maior recrutamento nas semanas seguintes (antes do treinamento 5,2% ; depois do treinamento 32,7%). O princípio do tamanho proporciona uma base anatômica para o recrutamento ordenado de unidades motoras específicas a fim de produzir uma contração muscular uniforme. Ele apresenta o recrutamento dos motoneurônios, de forma crescente, através dos menores motoneurônios para os maiores (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002; FLECK; KRAEMER; EVANS, 1996; SALE, 1987). Em recente publicação, Aagaard et al. (2002) estudaram 14 homens (destreinados) participantes durante 14 semanas de treinamento de força que envolveram exercícios intensos para o músculo solear, em que as medidas foram avaliadas por meio do dinamômetro isocinético. A conclusão destacou que a movimentação do motor central aumentou e ocorreu maior excitabilidade dos motoneurônios. Em outro estudo, Larsson e Tesch (1998) descreve que atletas, porém destreinados especificamente em relação ao treinamento de força, não realizam tensão máxima no recrutamento de unidades motoras durante o início do treinamento. Um outro mecanismo que representa a adaptação neural é o aumento da estimulação de unidades do motor durante o treinamento de força (gradação de força). Este mecanismo define-se, pelo fato de quanto maior o estímulo perto da tensão máxima,

maior será o número de fibras recrutadas para gerar força (ACSM, 2002; ENOKA ; FUGLEVAND, 1993; SALE, 1992; 1987), conseqüentemente um aumento na taxa do recrutamento dos motoneurônios (CARROLL; RIEK; CARLSON, 2001; FLECK; KRAEMER; EVANS, 1996). De acordo com a literatura, os aumentos na atividade gravada através da eletromiografia (EMG) foram medidos depois do treinamento de força, em comparação à atividade do EMG antes do programa de treinamento, indicando que mais unidades motoras foram recrutadas (ENOKA, 1997; MCCOMAS, 1994). Assim as unidades motoras se tornam ativas sob a influência dos impulsos que saem dos motoneurônios, mediante os quais as fibras musculares se contraem (VERKHOSHANSKI, 2001). A taxa dos impulsos do sistema nervoso aumentada, faz com que as unidades motoras possam gerar mais força, assim tornando-se um outro exemplo da adaptação neural.

## 4 – MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Sujeitos

No primeiro estudo (EMG) a amostra foi composta de 10 homens voluntários, aparentemente saudáveis, com média de idade de  $23,4 \pm 3,4$  anos, altura de  $180,7 \pm 5,2$  cm, peso de  $79,5 \pm 3,2$  Kg e IMC (Kg/m<sup>2</sup>) de  $24,2 \pm 1,6$ . No segundo estudo (teste 10RM) a amostra foi composta de 34 homens voluntários, aparentemente saudáveis, em que a média de idade e dados antropométricos estão descritos na tabela 2. A divisão dos grupos foi estabelecida em: GPI – Grupo plataforma de instabilidade, GP – Grupo padrão, GC – Grupo controle. Em ambos os estudos a medida do peso corporal foi realizada através da balança digital (filizola - Brasil) e a altura através de um estadiômetro graduado em milímetros (sanny – Brasil). O (IMC) foi baseada na equação do *World Health Organization Diet Nutrition and prevention of chronic diseases* (World Health Organization, 1990) em que a média de todos os indivíduos participantes do estudo mostrou-se dentro dos padrões de normalidade. Os indivíduos selecionados eram familiarizados há mais de seis meses com o treinamento de força exercitando-se pelo menos três vezes por semana (ACSM, 2002). Eles apresentavam prévio conhecimento sobre as técnicas de execução do exercício selecionado (agachamento bilateral no *Smith Machine – Technogym* - Itália).

Para melhor objetivar os resultados da amostra, foram utilizados os seguintes critérios de exclusão para os indivíduos participantes do estudo: a) portadores de cardiopatia; b) portadores de lesões articulares nos últimos seis meses; c) portadores de contratura muscular nos últimos seis meses; d) submissão a cirurgias articulares nos

últimos doze meses; e) portadores de labirintite; f) portadores de instabilidade acentuada nos joelhos e tornozelos; g) portadores de hérnia discal; h) portadores de formas severas de doenças articulares degenerativas.

Antes da coleta de dados todos responderam aos itens do questionário Par-Q negativamente (SHERPARD, 1988). Os indivíduos assinaram o termo de consentimento para pesquisa com seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde do Brasil. A pesquisa foi aprovada pela comissão de ética em experimentos com humanos da Universidade do Vale do Paraíba – Protocolo nº L060/2005/CEP (São José dos Campos – São Paulo, Brasil).

**Tabela 2.** Apresenta os dados antropométricos (média e desvio-padrão) de todos indivíduos participantes do estudo (teste 10RM).

<b>Variáveis Antropométricas</b>			
	<b>GPI</b>	<b>GP</b>	<b>GC</b>
<b>Idade</b>	<b>24,3± 2,9</b>	<b>22,5± 2,2</b>	<b>24,4± 2,6</b>
<b>Massa (Kg)</b>	<b>77,5± 5</b>	<b>78,7± 7,6</b>	<b>78,5± 2,7</b>
<b>Altura (cm)</b>	<b>178,3± 5,3</b>	<b>180,9± 7,2</b>	<b>179,5± 5,5</b>
<b>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</b>	<b>24,3± 1,3</b>	<b>23,9± 1,6</b>	<b>24,4± 1,3</b>

#### **4.2 Instrumentos e Testes**

#### **4.2.1 Descrição do primeiro estudo (EMG)**

A EMG foi utilizada na mensuração dos 2 protocolos de variação da atividade contrátil (instabilidade e estabilidade). Assim, melhor detecção, amplificação e apresentação das alterações elétricas que ocorrem quando o músculo se contrai. Os sinais da EMG foram amplificados (1000x) e filtrados (20-500 Hz) digitalizados a uma taxa de 2000 pontos por segundo por um eletromiógrafo da EMG Systems do Brasil (São José dos Campos-SP, Brasil) e armazenado em computador para análises posteriores através da conversão analógica digital. Foi utilizado para análise a raiz quadrada da média quadrática da ativação elétrica (RMS) que corresponde à quantidade de sinal contínuo capaz de conter a mesma quantidade de energia (DE LUCA, 1997). Os sinais EMG foram digitalmente retificados e integrados durante o período de 500 milisegundos durante a contração voluntária sub-máxima (CVSM). Os grupos musculares analisados pela EMG foram: 1) Região central do vasto lateral (VL); 2) Região central do reto femoral (RF); 3) Região central do vasto medial (VM). Para garantir validade e precisão dos sinais eletromiográficos foi realizado o procedimento para minimização da impedância da pele, que incluiu retirada dos pêlos e limpeza da pele com álcool para melhor aplicação dos eletrodos.

Foram utilizados eletrodos ativos de diferenciais simples de superfície composta por duas barras paralelas de Ag-AgCl retangulares, cada um com 1cm de comprimento, 1mm de largura e distância de 1cm entre si envolvidas em uma cápsula de poliuretano contendo um microcircuito elétrico (BEVILAQUA-GROSSI et al., 2005). Este eletrodos foram acoplados a um pré-amplificador diferencial bipolar e fixados na pele

(centro do ventre de cada músculo analisado) à distância de 2 cm entre eles em todos os grupos musculares analisados (ANDERSON; BEHM, 2005). Assim, foram suficientes para envolverem todo o comprimento dos grupamentos mensurados. Para melhor interpretação das medidas espectrais com EMG, os eletrodos foram posicionados em paralelo com a fibra muscular da perna dominante em que o eletrodo de aterramento ficou posicionado no punho contra-lateral a perna expostas aos eletrodos de ativos (NG; KIPPERS; RICHARDSON, 1998).

Todo o processamento digital dos dados foi realizado no *Matlab (Matlab version 6.0 , Mathworks, Massachusetts USA)*. Os gráficos do sinal RMS por tempo dos músculos vasto lateral, reto femoral e vasto medial foi realizado pelo *software Origin 6.0 (Massachusetts, USA)*.

#### **4.2.1 Descrição do segundo estudo (Teste 10RM)**

Foi utilizado, para a avaliação da força muscular como medida não invasiva e critério padrão de referência, o teste de 10RM, a fim de objetivar a carga máxima para a realização do protocolo de treinamento (SIMÃO et al., 2005) no exercício agachamento bilateral no *Smith machine*. Foi utilizado o equipamento *Smith Machine (Life fitness – EUA)* e anilhas Kg (*Ivanko*) durante os testes e durante o programa de treinamento.

O pré-teste de 10RM foi realizado 48 horas antes da primeira sessão de treinamento e o pós-teste 48 horas após a última sessão de treinamento, a fim de minimizar possíveis acúmulos metabólicos residentes anteriores, conseqüentemente, possíveis escores errôneos dos resultados. O objetivo do pós-teste de 10RM é para

observar a quantidade de carga deslocada por cada indivíduo em relação ao teste inicial (pré-teste).

Previamente ao início do teste de 10RM, os indivíduos realizaram aquecimento específico com 2 séries de 15/20 repetições (carga moderada), a fim de aumentar a capacidade de coordenação, aumentar a redistribuição do sangue e o aumento da irrigação dos músculos, garantindo suprimento de oxigênio, que favorece o metabolismo muscular e familiarização com o movimento específico, equilíbrio, resistência e tempo do exercício (SIMÃO et al., 2005).

Os valores das cargas máximas no teste de 10RM foram obtidos ao longo de três tentativas, quando o avaliado não conseguia mais realizar o movimento completo de forma correta. Desse modo validou-se como carga máxima a que foi obtida na última execução. A cada nova tentativa realizava-se adição de incrementos progressivos de 5 Kg, sendo dado um intervalo de 3 a 5 minutos entre cada série (BAECHLE; EARLE, 2000).

Objetivando reduzir a margem de erro durante a realização do teste, foram adotadas as seguintes estratégias: 1) Instruções padronizadas foram oferecidas antes do teste, de modo que o avaliado esteja ciente de toda a rotina que envolve a coleta de dados; 2) O avaliado foi instruído sobre a técnica de execução do exercício; 3) O avaliador estava atento quanto à posição adotada pelo praticante no momento da medida. Pequenas variações no posicionamento das articulações envolvidas na ação poderiam recrutar outros músculos, distanciando do foco específico da pesquisa, possibilitando interpretações errôneas dos escores obtidos; 4) Foi estipulada a posição fixa de 0° de rotação lateral de coxa (ESCAMILLA et al., 2001), evitando assim a diferenciação na angulação do tornozelo do mesmo indivíduo nas tentativas durante o

teste; 5) Para maior veracidade do teste, os indivíduos não tiveram conhecimento da carga de resistência durante a avaliação.

### 4.3 Coleta de dados

Em ambos os estudos (EMG e Teste 10RM) foi utilizada uma PI como situação de instabilidade com medidas de 15,3 cm x 74 cm x 56 cm e peso 12,5 kg (*Core Board Training, Reebok-USA* - Figura 17).

O exercício utilizado durante a coleta de dados foi o agachamento bilateral no *Smith Machine*. Para melhor discriminar a realização do exercício, estabeleceram-se as seguintes etapas de execução: posição inicial e fase concêntrica. A fase excêntrica foi realizada a partir do final da fase concêntrica. A) Posição inicial - O indivíduo em pé, pernas paralelas com um pequeno afastamento lateral entre 30 e 40 cm, com os joelhos estendidos, com os cotovelos flexionados alinhados com os ombros, segurando a barra com a carga do treinamento apoiada na linha do trapézio; B) Fase concêntrica - A partir da fase excêntrica (100° de flexão entre a perna e coxa), realizou-se extensão completa dos joelhos e quadris.



**Figura 13.** Foto da posição inicial – GP

**Figura 14.** Foto da posição final – GP



**Figura 15.** Foto da posição inicial - GPI

**Figura 16.** Foto da posição final – GPI



**Figura 17.** Plataforma de Equilíbrio (PI).

#### **4.3.1 Descrição do primeiro estudo (EMG)**

Os sujeitos do estudo (n=10) realizaram execuções do movimento (agachamento bilateral) dois dias antes da coleta, para que apresentasse maior conforto com a situação de instabilidade. As medidas dos testes com instabilidade e estabilidade foram realizadas em uma sessão simples de treinamento. Assim, o protocolo de teste dividiu-se em: 1) Aquecimentos específicos com duas séries de 15 repetições (carga leve a moderada); 2) Uma CVSM para a situação de instabilidade; 3) Uma CVSM para a situação de estabilidade. As CVSM foram realizadas no período de 5s. Foi utilizado como período de recuperação entre as CVSM 3 minutos (BEHM; ANDERSON; CURNEW, 2002).

Para a realização do exercício de agachamento foi utilizado o equipamento *Smith Machine* (Life fitness – EUA) e anilhas Kg (*Ivanko*) durante os testes. Todos os indivíduos participantes dos testes foram instruídos a inspirar durante a fase excêntrica e expirar durante a fase concêntrica do movimento.

#### **4.3.2 Descrição do segundo estudo (Teste 10RM)**

Os indivíduos (n=34) foram separados aleatoriamente em 3 grupos: GPI, GP e GC. É importante ressaltar que houve desistência de 2 participantes do GPI, 1 por motivo de viagem e o 2º por dores na região lombar logo após a primeira semana de treinamento. No GP também houve desistência sem explicação de outros 2 componentes. Então a amostra totalizou-se de 30 indivíduos (GPI=10; GP=10; GC=10). Os indivíduos do grupo controle também apresentavam prévio conhecimento das técnicas de execução do exercício selecionado, porém mantiveram-se inativos durante todo o programa de treinamento.

O treinamento foi iniciado 48 horas após o pré-teste de 10RM. Os indivíduos treinaram 3 vezes por semana, em dias alternados, durante 4 semanas. Todos os indivíduos eram encorajados a realizar 3 séries de 10RM. O intervalo de recuperação entre uma série e outra foi de 2 minutos para que ocorresse uma adequada ressíntese dos fosfogênicos. Antes do início de cada sessão de treinamento todos os indivíduos foram instruídos a realizarem duas séries de aquecimento específico de 15 repetições cada. No final de cada sessão de treinamento os indivíduos respondiam em valores numéricos (0 a 12) a percepção subjetiva de esforço (PSE) estabelecida por Borg (1998) e preencheram o formulário com os valores dos números de repetições alcançados em cada série de exercícios. Todos os indivíduos participantes do programa de treinamento foram instruídos a inspirar durante a fase excêntrica e expirar durante a fase concêntrica do movimento. É importante ressaltar que todos os indivíduos envolvidos no estudo não realizaram qualquer protocolo de exercício para membros inferiores durante todo o tempo de coleta de dados.

Na realização do protocolo de treinamento, em ambos os grupos (GPI e GP), foram adotados os mesmos critérios de execução do movimento em relação ao descrito durante a fase dos testes (posição inicial, fase concêntrica e fase excêntrica). Porém, durante o programa de treinamento os indivíduos mantiveram-se com a base de suporte com a área aumentada (pés paralelos), entre 30 e 40 cm, em que gera maior estabilidade e dificulta que a projeção saia dos limites anatômicos. Mesmo que o indivíduo não esteja completamente estabilizado, seu grau de instabilidade será menor quando comparado ao momento em que a projeção do seu centro de gravidade esteja fora das linhas do polígono formado por sua base.

## 5 – ANÁLISE ESTATÍSTICA

### 5.1 Descrição do primeiro estudo (EMG)

Os resultados das variáveis analisadas (análise por tempo – variação da escala de 0 a 5 segundos) foram apresentados como média e desvio padrão (descrição da amostra). Foi utilizado teste de *Wilcoxon* (não paramétrico) para verificação de diferenças significativas entre as duas situações (instabilidade e estabilidade) para cada grupo muscular analisado (análise intra-grupos). Em todos os testes utilizados, consideraram-se como significativas aquelas cujo  $p < 0,05$ .

### 5.2 Descrição do segundo estudo (Teste 10RM)

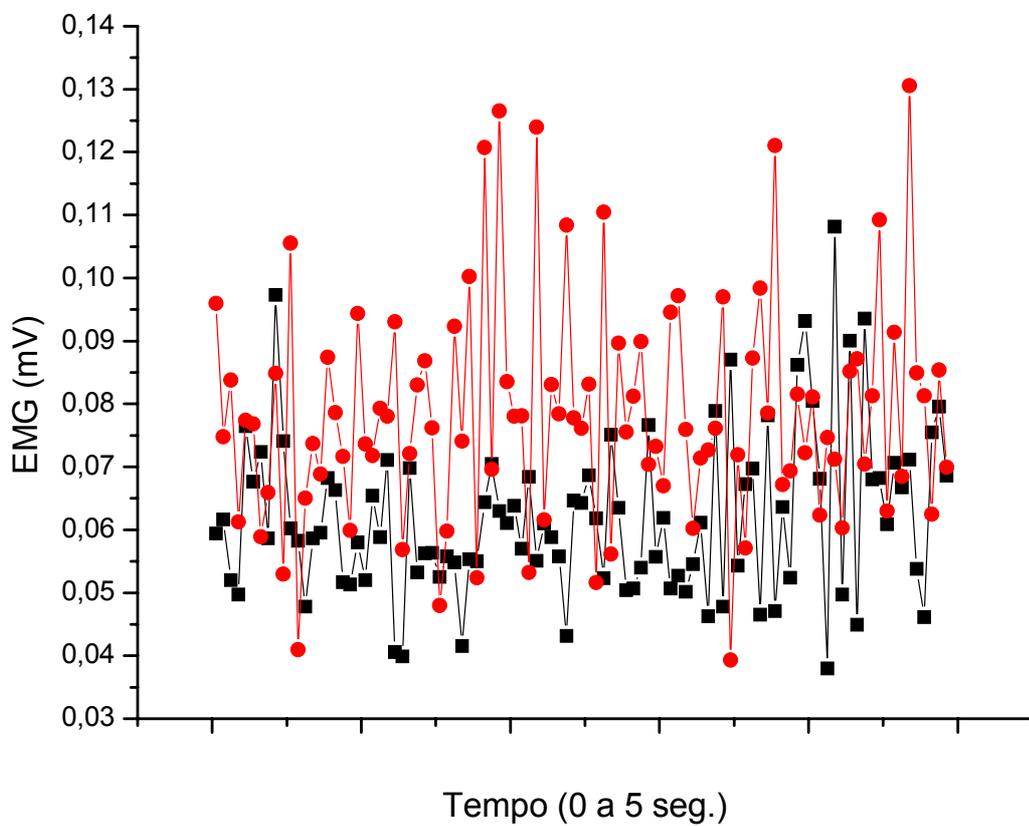
Os resultados das variáveis analisadas foram apresentados como média e desvio padrão (descrição da amostra). Para avaliar as respostas intragrupos e intergrupos no teste de 10RM foi utilizada a análise de variância (ANOVA) de duas entradas (estável e instável). Entretanto, para a comparação intergrupos foi adotado também o teste *post hoc* de Tuckey, para localizar as possíveis diferenças estatisticamente significativas. O PSE foi analisada pelo teste *Wilcoxon*. Para avaliar se havia correlações entre as variáveis: teste e reteste de 10RM, número de repetições intragrupos e intergrupos, e PSE foi utilizada correlação produto-momento de Pearson. Em todos os testes utilizados, considerou-se como significativas aquelas cujo  $p < 0,05$ .

## **6 - RESULTADOS**

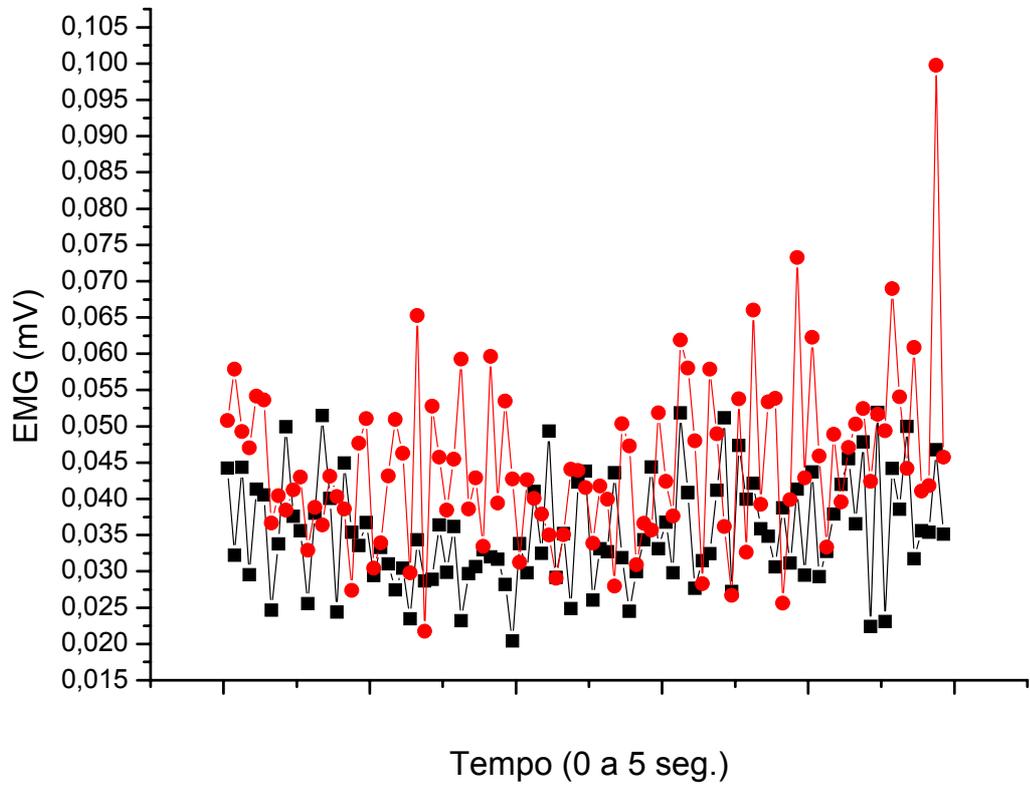
### **6.1 Resultados do primeiro estudo (EMG)**

#### **6.1.1 Grupos musculares do quadríceps (intra-grupos)**

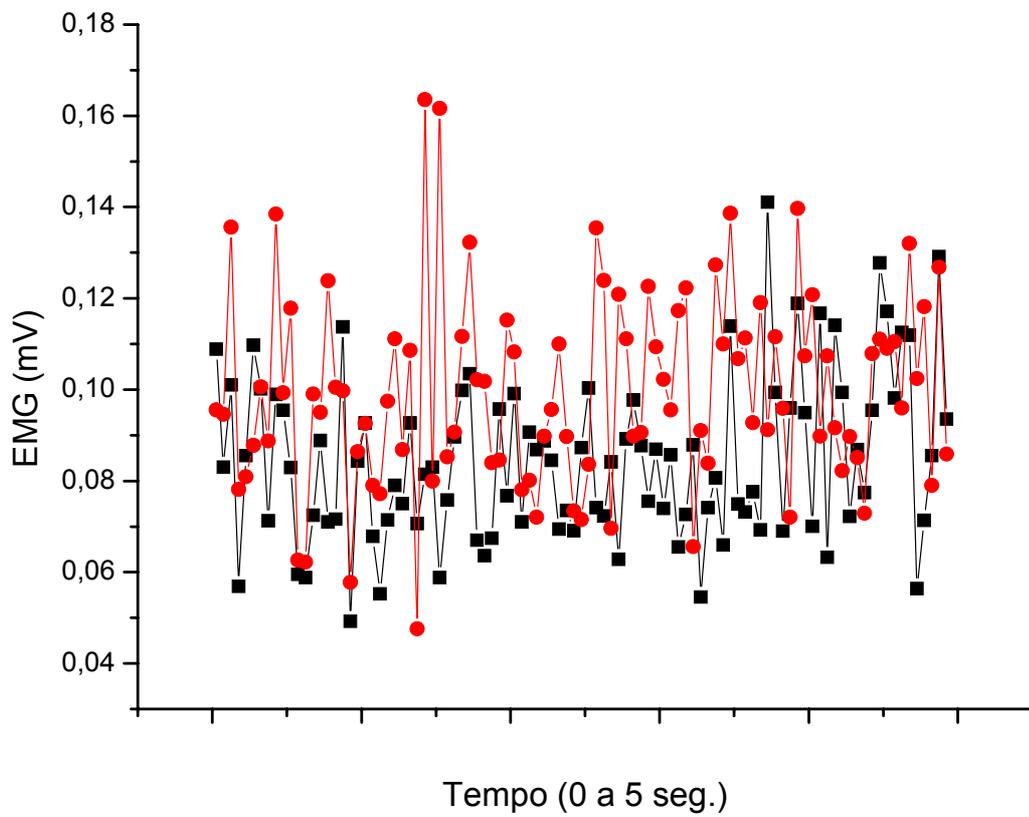
A análise estatística relatou aumento significativo da situação de instabilidade em relação à situação de estabilidade em todos os grupos musculares analisados (VL – Figura 18, VM – Figura 19 e RF – Figura 20). No VL (Gráfico 1) as análises por tempo (variação da escala de 0 a 5 segundos) mostraram 21% de aumento ( $p=0,02$ ), no RF (Gráfico 2) relatou 18% de aumento ( $p=0,0001$ ) e no VM (Gráfico 3) mostraram aumento de 16% ( $p=0,001$ ), em todos os três grupamentos analisados a instabilidade apresentou maior atividade contrátil do que a situação de estabilidade.



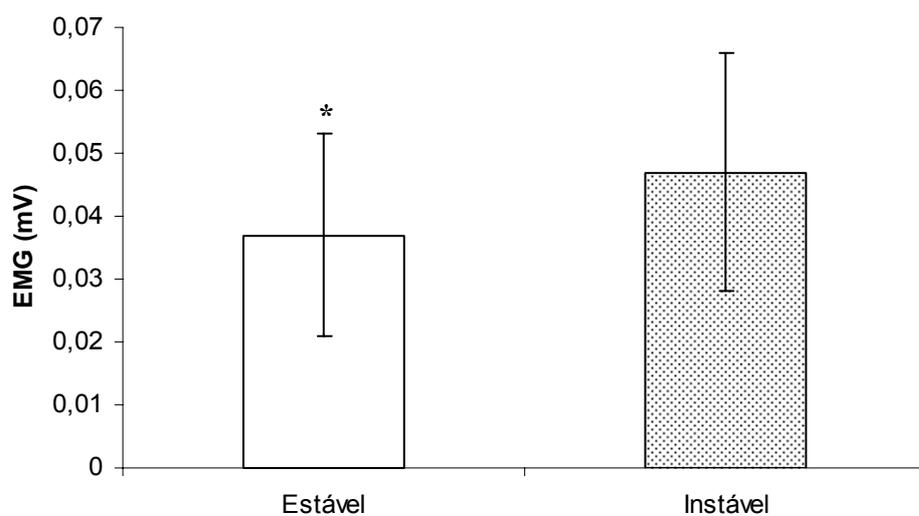
**Figura 18** – Apresentação da média da análise por tempo do sinal RMS do EMG do músculo vasto lateral (variação da escala de 0 a 5 segundos). Linha vermelha – Situação de instabilidade; Linha negra – Situação de estabilidade.



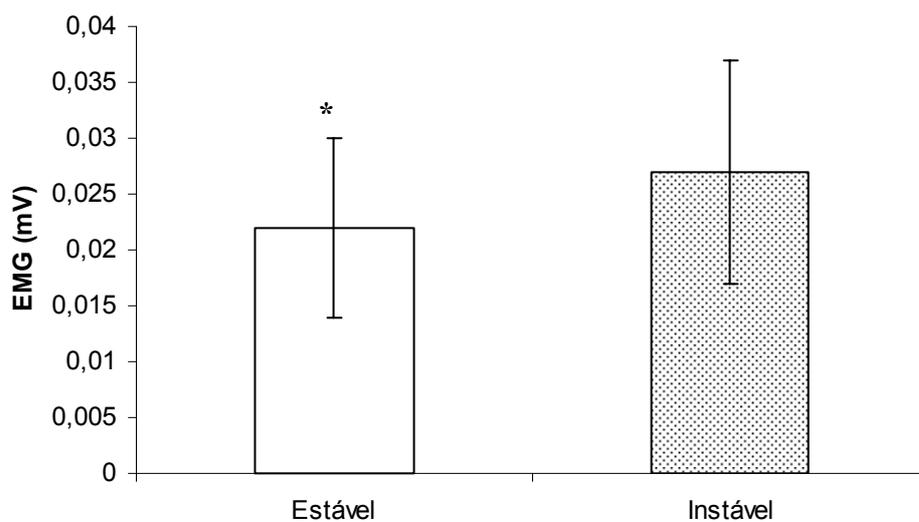
**Figura 19** – Apresentação da média da análise por tempo do sinal RMS do EMG do músculo reto femoral (variação da escala de 0 a 5 segundos). Linha vermelha – Situação de instabilidade; Linha negra – Situação de estabilidade.



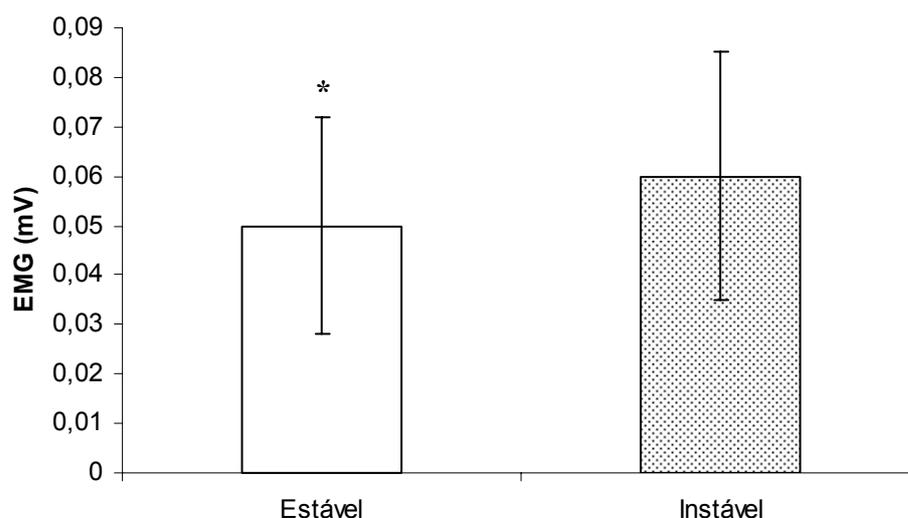
**Figura 20** – Apresentação da média da análise por tempo do sinal RMS do EMG do músculo vasto medial (variação da escala de 0 a 5 segundos). Linha vermelha – Situação de instabilidade; Linha negra – Situação de estabilidade.



**Gráfico 1** – O gráfico mostra a resposta da análise de tempo (0 a 5 segundos) do EMG do músculo vasto lateral na relação estabilidade e instabilidade no exercício de agachamento. \* Significância ( $p=0,02$ ).



**Gráfico 2** – O gráfico mostra a resposta da análise de tempo (0 a 5 segundos) do EMG do músculo reto femoral na relação estabilidade e instabilidade no exercício de agachamento. \* Significância ( $p=0,0001$ ).



**Gráfico 3** - O gráfico mostra a resposta da análise de tempo (0 a 5 segundos) do EMG do músculo vasto medial na relação estabilidade e instabilidade no exercício de agachamento.

\* Significância ( $p=0,001$ ).

## 6.2 Resultados do segundo estudo (Teste 10RM)

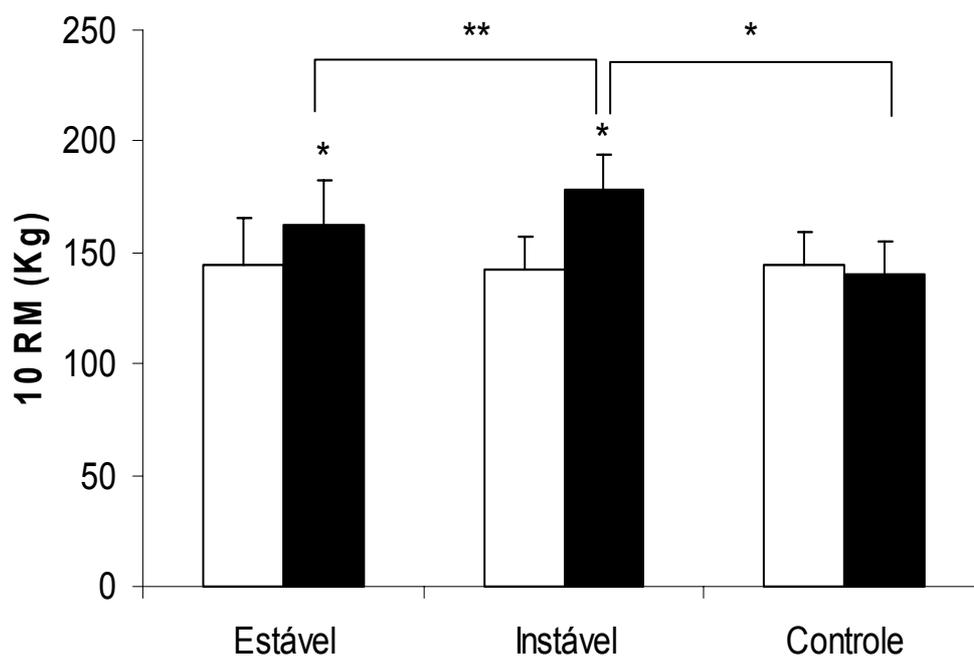
### 6.2.1 Teste 10RM

A análise estatística relatou diferença significativa entre o pré-teste e o pós-teste 10RM no GP (12%) e no GPI (26%) ( $p=0,0001$ , ambos os grupos). O GC não mostrou diferença significativa entre o pré-teste e o pós-teste ( $p>0,05$ ), conseqüentemente, uma redução dos valores comparativos entre pré-teste e pós-teste 10RM (-2%). O nível de correlação entre o pré-teste e o pós-teste em todos os grupos mostrou-se alto (GPI=0,97; GP=0,98; GC=0,99). Quando as médias de pós-teste 10RM foram comparadas inter-grupos, os resultados mostraram redução significativa no GP ( $P=0,02$ ) e GC

( $P=0,0001$ ) em relação ao GPI (Gráfico 6). Quando as médias do GP e GC foram comparadas mostrou diferença significativa ( $p=0,01$ ).

### **6.2.2 Número de repetições e Percepção subjetiva de esforço (PSE)**

O número de repetições em relação às amostras intra-repetições em ambos os grupos (GPI e GP) mostrou diferença significativa entre a 3ª série e a 1ª série ( $p=0,01$  – GPI;  $p=0,04$  – GP), porém não apresentou diferença significativa entre a 3ª série e a 2ª série, e entre a 2ª e a 1ª série (tabela 3). A correlação intra-repetições mostrou-se baixa no GP ( $r=0,36$ ), porém, no GPI foi relatada alta correlação ( $r=0,81$ ). A relação inter-repetições mostrou diferença significativa entre todas as séries de exercícios (tabela 2), em relação à correlação inter-repetições mostrou-se muito baixa ( $r=0,13$ ). A PSE demonstrou valores próximos ao absoluto em ambos os grupos após a 4ª semana de treinamento, e as médias inter-grupos relataram diferença significativa ( $10,6 \pm 0,6$  – GP;  $11,8 \pm 0,2$  – GPI,  $P=0,0001$ ).



**Gráfico 6** - O gráfico de barras mostra a média e o desvio padrão entre os grupos da análise durante o pré-teste e pós-teste 10RM. \* (p=0,0001); \*\* (p=0,02). O eixo Y mostra a quantidade de carga (Kg) deslocada.

**Tabela 3.** Os resultados dos números de repetições foram apresentados por média e desvio padrão, através da análise intra e inter-repetições. GPI – Grupo plataforma de instabilidade; GP – Grupo padrão.

- \* diferença significativa entre a 3ª série e a 1ª série (GPI) (p=0,01).
- \*\* diferença significativa entre a 3ª série e a 1ª série (GP) (p=0,04).
- <sup>a</sup> diferença significativa entre as respectivas séries (inter-repetições).

#### Análise Intra e Inter-repetições

Grupos	1ª série	2ª série	3ª série
GPI	8,37± 0,7 <sup>a</sup>	8,08±0,8 <sup>a</sup>	7,71± 0,5 * <sup>a</sup>
GP	10,24±0,4	9,95± 0,7	9,62± 0,6 **

## 7 - DISCUSSÃO

A aplicação da instabilidade e o treinamento de força usando a PI apresentam forte relevância em relação ao desempenho humano e reabilitação. Esta afirmação mostra que a redução da força muscular afeta diretamente o equilíbrio, a velocidade de reação, conseqüentemente, aumento da dependência nas atividades diárias (ANDERSON; BEHM, 2005).

Os resultados intra-grupos encontrados no 1º estudo (EMG) apresentam aumentos significativos na atividade elétrica dos 3 músculos do quadríceps analisados nas situações instabilidade em relação a estabilidade (VL= 21%; RF= 18%; VM= 16%). Entretanto, o comportamento da atividade elétrica (EMG) dos músculos do quadríceps não foi observado na literatura científica quando relacionado o agachamento no *Smith Machine* e a situação de instabilidade. Porém, durante as situações estáveis Isear et al. (1997) verificaram através de EMG o comportamento dos grupos musculares dos membros inferiores durante o exercício de agachamento mensurado através de contração voluntária máxima (CVM). Os resultados mostraram alta atividade elétrica do VM (68%) e do VL (63%). Contudo, a análise EMG em outros exercícios que envolvem o quadríceps (cadeira extensora e *leg press*) foi verificado por Alkner; Tesch; Berg (2000) através de percentuais da CVM (20,40,60,80,100%). Os resultados mostraram que o VL manteve-se linear em todas as medidas da CVM, enquanto o VM apresentou aumento linear da atividade elétrica do músculo em cada fase da CVM.

Estudos com EMG citam o VM como ativo ao longo de todo o arco do movimento de extensão do joelho, desde 0º até 90º de flexão de joelho (CINTRA; FURLANI, 1996). Assim, o fortalecimento seletivo do músculo VM é importante para

restabelecer a função normal da articulação femoropatelar e aumentar a função na contenção e estabilização dinâmica contra as forças que poderiam deslocar a patela lateralmente (CONLAN; GARTH; LEMONS, 1993; GRABINER; KOH; DRAGANICH, 1994; WILK; REINOLD, 2001).

O comportamento do VL em relação ao exercício de agachamento e situações de instabilidade, sem uma comparação direta com o VM, foi verificado por Anderson; Behm (2005) que avaliaram a resposta do VL em 40 homens através de medidas de EMG. O protocolo de treinamento mensurou a atividade contrátil nos exercícios agachamento no *Smith machine* (SM), peso livre (PL) e peso livre com instabilidade (bolas semi vazias) (PLI). Os resultados mostraram aumentos significativos no recrutamento do vasto lateral no exercício SM em relação aos exercícios PLI e PL. Assim, relatando o potencial contrátil do agachamento no *Smith Machine*. Entretanto, o músculo VL desempenha papel recíproco e sincrônico na estabilização patelar, porém, com menor eficiência que o VM (WILK; REINOLD, 2001).

Em relação ao RF foi relatado um potencial de atividade contrátil aumentado com exercícios que incluem o quadríceps (ALKNER; TESCH; BERG, 2000; WILK; REINOLD, 2001). Contudo, o RF (gráfico 2) mostrou o padrão de atividade contrátil significativamente menor que VL e VM. Este fato ocorre por o RF apresentar maior atividade contrátil sobre a articulação do quadril, assim, apresentando uma ação primária sobre os flexores da coxa e secundária sobre os extensores da coxa (ALKNER; TESCH; BERG, 2000).

É importante mencionar que no estudo proposto (EMG) não houve comparação inter-grupos entre os músculos analisados, contudo, não apresentando uma explanação direta sobre os resultados.

Em relação às análises realizadas no 2º estudo foi utilizado o teste de 10RM para medidas não invasiva da força muscular e por apresentar alto grau de reprodutibilidade dentro do meio científico (SIMÃO et al., 2005). Este teste apesar de ser utilizado para medidas de deslocamento de carga de forma dinâmica, não é o padrão-ouro de informações diretas sobre a taxa de desenvolvimento de força ou produção de força durante a amplitude do movimento. Entretanto, é importante mencionar que o aumento significativo do deslocamento de carga está diretamente relacionado com o aumento da taxa de produção de força.

Os resultados do pós-teste de 10RM em relação ao pré-teste de 10RM mostraram diferença significativa em relação ao deslocamento de carga quando comparado o GPI ( $P=0,0001$ ;  $r=0,97$ ) com o GP ( $p=0,0001$ ;  $r=0,98$ ), conseqüentemente, concluímos o aumento significativo da força muscular de 12% e 26%, respectivamente para GP e GPI após 4 semanas de treinamento. Heitkamp et al. (2001) realizaram um estudo com 30 indivíduos com o objetivo de comparar ganhos de força entre o grupo que realizou treinamento de instabilidade ( $n=15$ ) e o grupo que treinou força ( $n=15$ ). Ambos os grupos treinaram 2 vezes por semana durante 6 semanas por 25 minutos. O grupo que treinou instabilidade utilizou mini trampolim, *rollers skaters*, *balls*, e o grupo de força utilizou treinamento no *leg press* e cadeira extensora. As mensurações da força muscular foram realizadas pelo dinamômetro isocinético para cada perna separadamente, e o equilíbrio entre a perna dominante e não dominante foi calculada. Os resultados mostraram ganhos de força similares para ambos os grupos para os grupamentos extensores e flexores de joelho. Os pesquisadores concluíram que o treino com instabilidade é eficaz no aumento do equilíbrio e dos ganhos de força em comparação com o treinamento de força ( $p=0,01$ ).

Ações musculares com instabilidade sem uma previa adaptação neural ao treinamento (resposta aguda do movimento) ocorre simultaneamente com uma grande atividade contrátil da co-ativação dos antagonistas e déficit da força muscular. Behm, Anderson e Curnew (2002) analisaram 8 homens jovens fisicamente ativos que realizaram extensão de joelho. Os sujeitos executaram contrações voluntárias máximas sendo registradas pelo EMG, em que foi relatado um registro de forma estável (sentado no banco do aparelho) e outro registro de forma instável (sentado na *Swiss ball*). Os resultados mostraram que a atividade contrátil durante a contração estável foi significativamente maior que a instável ( $p=0.0001$ ), sendo o registro EMG 11.3% menor durante a contração instável. Em relação à ação dos antagonistas, ocorreu o aumento significativo das contrações instáveis quando comparadas com as estáveis ( $p<0.05$ ). A relação medidas de força, instabilidade e membros superiores foi verificada por Anderson e Behm (2004) que concluíram redução significativa de 59,6% da situação de instabilidade em relação à estabilidade no exercício de supino deitado durante a CVM. Nos estudos de Anderson e Behm (2004) e Behm, Anderson e Curnew (2002) existem 3 hipóteses conclusivas para a redução da força nas medidas de instabilidade: 1) Controle e manutenção postural e de equilíbrio das articulação e membros envolvidos; 2) Ativação das fibras aferentes Ib (interneurônio inibitório Ib) que originam-se no órgão tendinoso de Golgi, sendo inibitórios sobre os agonistas e excitatórias sobre os antagonistas; 3) Medida espectral (EMG) de forma aguda, sem a ocorrência da adaptação neural ao treinamento. Assim, estas medidas agudas da força muscular aumentam o esforço da resposta neural em controlar duas variáveis (equilíbrio e força) durante o treinamento.

A PSE é muito utilizada em atividades aeróbias contínuas, sendo pouco usual no treinamento de força. No entanto, alguns dados apontam que a PSE pode refletir a intensidade do exercício de força (LAGALLY et al., 2002; SIMÃO et al., 2005) principalmente em relação à fadiga periférica. Gearhart et al. (2002) concluem que PSE é mais eficiente em exercícios que envolvam muitas repetições. Assim, optamos por utilizar essa variável para verificar a possível influência no número de repetições nos dois grupos (GPI e GP). Os resultados do estudo demonstraram aumento significativo no GPI em relação ao GP ( $P=0,0001$ ). Existem duas prováveis hipóteses para este aumento da PSE no GPI: 1) O treinamento com instabilidade gera, além dos membros inferiores, grande estresse nos grupamentos musculares do tronco (erectores lombosacral, erectores superiores lombar e estabilizadores abdominais), sendo esses grupamentos muito recrutados principalmente durante o exercício de agachamento (ANDERSON; BEHM, 2005); 2) Durante o treinamento com instabilidade ocorre maior estresse das musculaturas agonistas, antagonistas, estabilizadores e sinergistas (BEHM; ANDERSON; CURNEW, 2002).

A atividade contrátil da musculatura do quadríceps aumentada durante a situação de instabilidade em relação à estabilidade é relatada por Kornecki, Keibel e Siemienski (2001) que explicam que o grupo ou grupamento muscular exposto à situação de instabilidade apresenta o alto recrutamento dos miopotenciais para a utilização de aplicação da força muscular antecipatória. Esta afirmação confirma os relatos de Blackburn et al. (2000) e Johnston et al. (1998) que comentam a ação do sistema de controle motor na utilização de processos complexos que envolvem os componentes sensoriomotores. A manutenção do equilíbrio postural inclui detecção sensorial do movimento corporal, integração de informações sensório-motores no sistema nervoso

central e respostas músculo-esqueléticas apropriadas para a execução do movimento. Assim, a atividade contrátil dos músculos acionados durante a situação de instabilidade gera uma resposta de ajustamento antecipatória (JOHNSTON et al., 1998; KORNECKI; KEBEL; SIEMIENSKI, 2001). Este fato proporciona maior ação do sistema nervoso central que promove o aumento da atividade dos motoneurônios alfa e gama (co-ativação), conseqüentemente, maior ação dos antagonistas, estabilizadores e sinergistas (ANDERSON; BEHM, 2005; JOHANSON, 1988). Entretanto, Townsend et al. (1978) verificaram que o movimento com instabilidade é precedido por um deslocamento do centro da massa (CM) para suportar lateralmente e anteriormente a posição inicial do movimento. A resposta hipotética para determinar a posição real do CM a ser deslocada é através da resposta nervosa aferente.

As respostas neurais ao movimento de instabilidade dinâmica relacionam-se aos agrupamentos musculares e articulares envolvidos que geram maior controle e coordenação das ações neuromusculares (BLACKBURN et al., 2000). Em suma os resultados do 1º estudo (EMG) mostraram aumento dos impulsos neurais excitatórios transmitidos continuamente aos neurônios determinando o potencial para excitação durante a situação de instabilidade. Este procedimento facilita, de forma benéfica, o recrutamento de unidades motoras ativadas sincronizadamente, a movimentação do motor central aumentada e a maior excitabilidade dos motoneurônios (AAGAARD et al., 2002; RHEA et al., 2003). Entretanto, os resultados do 2º estudo (teste 10RM) mostram que a adaptação neural ao movimento de instabilidade após 4 semanas de treinamento proporciona o aumento significativo da força muscular e da estabilidade postural (KOLLMITZER et al., 2000), demonstrando que medidas de força de forma

aguda aumentam o esforço da resposta neural em controlar duas variáveis (equilíbrio e força) no treinamento (VANDERVOOT; SALE; MOROZ, 1984).

Contudo, o estudo mostrou algumas limitações a serem destacadas: 1) falta da normalização matemática para os sinais EMG; 2) falta de mensurações do EMG durante ações concêntricas e excêntricas nas duas situações (instabilidade e estabilidade). Entretanto, é importante ressaltar o incentivo a novas pesquisas relacionando este tema, que se encontra pouco esclarecido na literatura científica.

## 8 - CONCLUSÃO

Os benefícios do treinamento de força com instabilidade ainda necessitam de pesquisas para melhor fundamentação. É sabido que sua influência na área de reabilitação através de ações proprioceptivas e movimentos dinâmicos e estáticos tem o objetivo de preservar o controle neuromuscular, em que previne lesões e minimiza os riscos do retorno da lesão articular, conseqüentemente, mantendo a saúde da articulação.

O treinamento com instabilidade promove habilidade de maior coordenação do movimento e estabilização, conseqüentemente, maior atividade elétrica (EMG) e aumento da força muscular dos músculos do quadríceps em relação à estabilidade. Isto esclarece que medidas agudas de força muscular durante o movimento de instabilidade causam resultados errôneos que possibilitam efeitos diretos no treinamento. Assim, a conclusão mostrou que o treinamento com instabilidade apresenta capacidade aumentada de ativação das unidades motoras e coordenação intra e intermuscular em comparação com indivíduos treinados sem instabilidade, aumentando a *performance* física.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

- AAGAARD, P. et al. Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. **Journal of Applied Physiology**, v.92, p.2309-2318, 2002.
- ALBERTS, B. et al. **Biologia Molecular da Célula..** 3.ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1997.
- ALKNER, B.A.; TESCH, P.A.; BERG, H.E. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. **Med. Sci. Sports Exerc.** v. 32, n. 2, p. 459-463, 2000.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE – ACSM. Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults. **Med. Sci. Sports Exerc.** v.34, n.2, p.364-380, 2002.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE – ACSM. High-Velocity Training. Disponível em: [www.acsm.org](http://www.acsm.org). Acesso em: set, 2005.
- ANDERSON, K.G.; BEHM, D.G. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. **Can. J. Appl. Physiol.** v.30, n.1, p.33-45, 2005.
- ANDERSON, K.G.; BEHM, D.G. Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. **J. Strength Cond Res.** v.18, n.3, p.637-640, 2004.
- ANGELAKI, D.E. et al. Computation of inertial motion: neural strategies to resolve ambiguous otolith information. **J. Neuroscience.** v.19, n.1, p.316-327, 1999.
- BABAULT, N. et al. Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. **Journal of Applied Physiology.** v.94, n.3, p.983-990, 2003.
- BACURAU, R. F.; NAVARO F. **Hipertrofia, Hiperplasia: fisiologia, nutrição e treinamento.** São Paulo: Ed. Phorte, 2001.
- BAECHLE, T.R.; EARLE R.W. **Essentials of strength training and conditioning.** Champaign: Human Kinetics, 2000.
- BALLARD, K. J. Typical sympathetic noradrenergic endings in a muscle spindle of the cat. **Journal of Physiology.** v.285, p.61–62, 1978.
- BARBANTI, V.J.; TRICOLI, V.; UGRINOWITSCH, C. Relevância do conhecimento científico na prática do treinamento físico. **Rev Paulista Ed Física.** v.18, p.101-109, 2004.
- BARELA, J.A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. **Rev Paulista Ed Fis.** supl 3 , p.79-88, 2000.

BARELA, J.A. et al. Efeito da exposição visual no acoplamento entre informação visual e controle postural em Bebê. **Rev Paulista Ed Fis.** v.17, n.1, p.16-31, 2003.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências / Desvendando o Sistema Nervoso.** Porto Alegre: Artes Médicas, 2002.

BEHM, D.G.; ANDERSON, K.G.; CURNEW, S. Muscle force and neuromuscular activation under stable and unstable conditions. **J Strength Cond Res.** v.16, p.416-422, 2002.

BEHM, D.G. et al. Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time. **Med. Sci. Sports Exerc.** v.36, n.8, p.1397-1402, 2004.

BEVILAQUA-GROSSI, D. et al. Electromyographic activity evaluation of the patella muscles during squat isometric exercise in individuals with patellofemoral pain syndrome. **Rev Bras Med Esporte,** v.11, n.3, p.159-163, 2005.

BERNE, R.M.; LEVY, M.N. **Physiology.** 4.ed. St.Louis: Ed. Mosby, 1998.

BLACKBURN, T. et al. Balance and joint stability: The relative contributions of proprioception and muscular strength. **J. Sports Rehabil.** v.9, p.315-328, 2000.

BLOEM, B.R. et al. Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural response? **Exp Brain Res.** v.130, p.375-391, 2000.

BOMPA, T. O.; CORNACCHIA, L. J. **Treinamento de Força Consciente.** São Paulo: Ed. Phorte, 2000.

BORG, G. **Perceived exertion and pain scales.** Champaign, IL: Human Kinetics, 1998.

CAPOVILLA, A.; MIYAMOTO, N.; CAPOVILLA, F. Alteração de equilíbrio e nistagmo pós-rotatório em crianças com dificuldades de leitura. **Rev Fisiot. Univ. São Paulo.** v. 10, n.2, p.61-69, 2003.

CARROLL, T.J.; RIEK, S.; CARLSON, R. G. Neural adaptations to resistance training: implications for movement control. **Sports Medicine.** v.31, n.12, p.829-840, 2001.

CAROLAN, B.; CAFARELLI, E. Adaptations in co-activation after isometric resistance training. **Journal of Applied Physiology.** v.73, p.911-917, 1992.

CINTRA, A.I.D.; FURLANI, J. Electromyographic study of quadriceps femoris in man. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol.** v.21, p.539-554, 1996.

COLE, K. L.; YUE, G. Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. **Journal Neurophysiol.** v. 67, p. 1114-1123, 1992.

CONLAN, T.; GARTH, W.P.; LEMONS, J.E. Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. **J Bone Joint Surg.** v.75, p.682-603, 1993.

COOKE, J.D. The role of stretch reflexes during active movements. **Brain Res.** v.181, p.493-497, 1980.

DE LUCA CJ. Use of the surface electromyography in biomechanics. **J. Appl. Biomechanics.** v.13, p.135-163, 1997.

DIETZ, V. Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. **Physiological Reviews.** v.72, p.33-69, 1992.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta quase-estática.** 2000. Tese (Livre Docência - área de Biomecânica, Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo- USP, 2000.

ENOKA, R.M. - Neural adaptations with chronic physical activity. **Journal of Biomechanics.** v.30, p.447-455, 1988.

ENOKA, R. M.; FUGLEVAND, A. J. Neuromuscular basis of the maximum voluntary force capacity of muscle. In: GRABNIER, M.D. (Ed.) **Current issues in Biomechanics,** Champaign: Human Kinetics Books, 1993, p.53.

ENOKA, R. M. Neural adaptations with chronic Physical activity. **J Biomechanics.** v.30, n.5, p.447-455, 1997.

ESCAMILLA, R. et al. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Med. Sci Sports Exerc.** v.33, p.127-141, 2001.

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J.; EVANS, W. J. Strength and power training: physiological mechanisms of adaptation. **Exercise Sports Science Review.** v.24, p.363-397, 1996.

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. **Designing Resistance Training programs** 2.nd., ed. Champaign: Human Kinetics, 1997.

GANONG, W.F. **Hearing and equilibrium. Review of medical physiology.** Los Altos, CA: Lange Medical Publications. 1985.

GEARHART, R.E. et al. Ratings of perceived exertion in active muscle during high-intensity and low-intensity resistance exercise. **J Strength Cond Res.** v.16, n°1, p.87-91, 2002.

GHEZ C. Posture. In: KANDEL, E.R; SCHWARTZ, J.H.; JESSELL, T.M (Eds) **Principles of neural science.** 3.ed London: Prentice-Hall International, 1991.

GORDON, L. W. et al. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. **Journal of Applied Physiology**. v.81, p.2173- 2181, 1996.

GRABINER, M.D.; KOH, T.J.; DRAGANICH, L.F. Neuromechanics of the patellofemoral joint. **Med Sci Sports Exerc**. v.26, p.10-21, 1994.

GRIGG, P. Peripheral neural mechanisms in proprioception. **Journal of Sport Rehabilitation**. v.3, p.2-17, 1994.

HAKKINEN, K. Neuromuscular adaptation during Strength training, Aging, Detraining, and Immobilization. **Clinic Review Physiology Rehabilitation Medicine**. v.6, n.3, p.161-198, 1994.

HEITKAMP, H.C. et al. Gain in strength and muscular balance after balance training. **Int J Sports Med**. v.22, v.4, p.285-290, 2001.

HICKSON, R. C.; HIDAKA, K.; FOSTER, C. Skeletal muscle fiber type, resistance training and strength related performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v.26, p.593-598, 1994.

HOLLMANN, W.; HETTINGER, T. H. **Medicina do Esporte**. São Paulo: Ed. Manole, 1983.

HOLM, I. et al. Effect of Neuromuscular Training on Proprioception, Balance, Muscle Strength, and Lower Limb Function in Female Team Handball Players. **Clin J Sport Medicine**. v.14, n.2, p.88-94, 2004.

HORAK, F.B.; SHUPERT, C. The role of the vestibular system in postural control. In: HERDMAN, S. (Ed.). **Vestibular Rehabilitation**. New York: FA Davis, 1994. p.22-46.

HORAK, F.B.; MACPHERSON, J.M. Postural orientation and equilibrium. In: ROWELL, L.B.; SHEPHARD, J.T. (Org.) **Handbook of physiology section 12: exercise: regulation and integration of multiple systems**. New York: Oxford University, 1996.

ISEAR, R. et al. EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. **Med Sci Sports Exerc**. v.29, n.4, p.532-539, 1997.

ISSURIN, V.; LIEBERMANN, D.G.; TENENBAUM, G. Effect of vibratory stimulation on maximal force and flexibility. **Journal of Sports Sciences**. v.12, n. 6, p. 561-566, 1994.

JOHANSON, H. Rubrospinal and rubrobulbospinal influences on dynamic and static gamma-motoneurons. **Behavioural Brain Research**. v.28, p.97, 1988.

- JOHNSTON, B. et al. Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. **Med Sci Sports Exerc.** v.30, n.12, p.1703-1707, 1998.
- KOLLMITZER, J. et al. Effects of back extensor strength training versus balance training on postural control. **Med Sci Sports Exerc.** v.32, n.10, p.1770-1776, 2000.
- KORNECKI, S.; KEBEL, A.; SIEMIENSKI, A. Muscular cooperation during joint stabilization, as reflected by EMG. **Eur J Appl Physiol.** v.85, n°5, p.453-461, 2001.
- LAGALLY, K.M. et al. Perceived exertion, electromyography, and blood lactate during acute bouts of resistance exercise. **Med. Sci. Sports Exerc.** v.34, p.552-559, 2002.
- LARSSON, L.; TESCH, P. A. Motor unit fiber density in extreme hypertrophied skeletal muscles in man. **Eur J Appl Physiol,** v.55, p.130-136, 1998.
- LEE DN.; ARONSON E. Visual proprioceptive control of standing in human infants. **Perception and Psychophysics.** v.15, p.529-32, 1974.
- LORD, S.R.; GIDEON, A.C.; WARD, J.A. Balance, reaction time, and muscle strength in exercising and nonexercising older women: a pilot study. **Arch Phys Med Rehabil.** v.74, n., p.837-839, 1993.
- MAGNUSSON, S.P.; SIMONSEN, E.B.; KIAER, M. Biomechanical responses to repeated stretches in human human hamstring muscle in vivo. **Am J Sports Med.** v.24, n., p.622-628, 1996.
- MATTACOLA, C.G.; DWYER, M.K. Rehabilitation of the Ankle After Acute Sprain or Chronic Instability. **J Athl Train.** v.37, n.4, p.413-429, 2002.
- MATSUO, R. et al. Inhibitory effect of sympathetic stimulation on activities of masseter muscle spindles and the jaw jerk reflex in rats. **J Physiol.** v.483, p.239-250, 1995.
- MCARDLE, W. D.; KATCH, F. L.; KATCH, V. L. **Exercise Physiology: Energy, Nutrition & Human Performance.** 3.ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1991.
- MC COMAS, A. J. Human neuromuscular adaptations that accompany changes in activity. **Med Sci Sports Exerc,** v.26, n.12, p.1498-509, 1994.
- MORITANI, T. Time Course of Adaptations during Strength and Power Training. In: KOMI, P.V. **Strength and Power in Sport. The Encyclopedia of Sports Medicine.** Oxford: Ed. Oxford; Blackwell Scientific Publications, 1992.
- MORITANI, T.; DE VRIES, H. A. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. **Am J Physiol Med.** n.58, p.115-130, 1979.

NG, J.; KIPPERS, V.; RICHARDSON, C. Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. **Electromyogr. Clin. Neurophysiol.** v.38, p.51-58, 1998.

O'BRYANT, H S.; BYRD, R.; STONE, M. H. Cycle ergometer performance and maximum leg and hip strength adaptations to two different methods of weight –training. **J Appl Sci Res**, v.2, p.27- 30, 1988.

PAULUS, W.M.; STRAUBE, A.; BRANDT, T. Visual stabilization of posture: physiological stimulus characteristics and clinical aspects. **Brain.** v.107, p.1143-1163, 1984.

PAULUS, W.M. et al. Differential effects of retinal target displacement, changing size and changing disparity in the control of anterior/posterior and lateral body sway. **Exp Brain Res.** v.,78, p.243-252, 1989.

PECK, A. J.; TURVEY, M. T. Coordination dynamics of the bipedal galloping pattern. **J motor Beh**, v.39, n.4, p.311-325, 1997.

POWERS, S.K.; HOWLEY, E.T. **Fisiologia do exercício.** 3.ed., São Paulo: Ed. Manole, 2000.

RHEA, M.R. et al. A meta-analysis to determine the dose response for strength development. **Med Sci Sports Exerc.** v.35, n.3, p.456-464, 2003.

RIBEIRO, D.C. et al. Electromyographical analysis of the quadriceps during knee extension at different speeds. **Acta ortop. bras.** v.13, n.4, p.189-193, 2005.

RIEMANN, B.; LEPHART, S. The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. **J Athl Training.** v.37, p.80-84, 2002.

SALE, D. G. Influence of exercise and training on motor unit-activation. **Exerc Sports Sci Rev.** v.15, p.95-151, 1987.

SALE, D. G. Neural adaptations to resistance training. **Med Sci Sports Exerc.** v.20, n.5, p.135-143, 1988.

SALE, D. G. Neural Adaptation to Strength Training. In KOMI, P. V. (Ed.). **Strength and Power in Sport. The Encyclopaedia of Sports medicine.** [s.l.]:Ed Oxford, Blackwell Scientific Publications, 1992.

SHERPARD, R.J. Par-Q. Canadian Home Fitness Test and Exercise Screening Alternatives. **Sports Med** v.5, p.185-195, 1988.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.H. **Motor control: Theory and Practical Applications.** Baltimore, MD: Williams & Wilkins. 1995. p.119-142.

SIMÃO, R. et al. Influence of exercise order on the number of repetitions performed and perceived exertion during resistance exercises. **J. Strength Condit Research**. v.19, n.1, p.152–156, 2005.

SODERMAN, K. et al. Balance board training: prevention of traumatic injuries of the lower extremities in female soccer players? A prospective randomized intervention study. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**. v.8, n.6, p.356-363, 2000.

STRONJNIK, V.; VENGUST, R; PAVLOVIC, V. The effect of proprioceptive training on neuromuscular function in patients with patellar pain. **Cell Mol Biol Lett**. v.7, n.1, p.170-171, 2002.

TOWNSEND, M.A. et al. Variability and biomechanics of synergy patterns of some lower-limb muscles during ascending and descending stairs and level walking. **Med Biol Eng Comp**. v.16, p.681-688, 1978.

VAN CUTSEM, M.; DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K. Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. **Journal Physiology**. v.15, n.51, p.295-305, 1998.

VANDERVOOT, A.A.; SALE, D.G.; MOROZ, J. Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. **J Appl Physiol**. v.56, p.46-51, 1984.

VERHAGEN, E. et al. An economic evaluation of a proprioceptive balance board training programme for the prevention of ankle sprains in volleyball. **Br J Sports Med** v.39, p.111-115, 2005.

VERKHOSHANSKI, Y. V. **Treinamento desportivo / Teoria e Metodologia**. Porto Alegre: Artes Médicas, 2001.

WEINECK, J. **Biologia do Esporte**. São Paulo: Manole, 1991.

WILK, K.E.; REINOLD, M.M. Principles of Patellofemoral Rehabilitation. **Sports Med Arth Rev**. v.9, p. 325-336, 2001.

WILMORE, J. H.; COSTILL, D. L. **Physiology of Sport and Exercise**. 2.ed. Human Kinetics, 1999.

WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). **Diet Nutrition and prevention of chronic diseases**. Geneva: WHO, 1990.

## ANEXO A

### TERMO DE CONSENTIMENTO PÓS-INFORMADO

#### I. Identificação:

Nome:

\_\_\_\_\_

Identidade:

\_\_\_\_\_

Sexo: M ( ) F ( ) Data de nascimento \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Endereço:

\_\_\_\_\_

Cidade:

\_\_\_\_\_

Telefone:

\_\_\_\_\_

#### II. Dados sobre o estudo:

Título: Análise eletromiográfica da relação atividade contrátil e força muscular em indivíduos treinados na plataforma de equilíbrio.

Pesquisadores:

Alex Souto Maior Alves

Dr Eder Rezende Moraes – UNIVAP

#### III. Explicação do pesquisador ao paciente:

##### 1. Objetivos da pesquisa:

Comparar a variabilidade do grau de força muscular pelo teste de 10RM antes e depois do treinamento e observar a relação da atividade contrátil do quadríceps por eletromiografia na execução do exercício agachamento bilateral com halter de barra longa e sem a plataforma de equilíbrio.

##### 2. Esclarecimentos:

a. Fui esclarecido sobre a garantia de receber resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento, acerca dos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa e o tratamento do indivíduo.

Sim ( ) Não ( )

**b.** Fui esclarecido de que não haverá indenização além da prevista para as despesas do estudo.

Sim ( ) Não ( )

**c.** Fui esclarecido de que não haverá indenização além das previstas pela lei, em reparação a dano imediato ou tardio, causado pela pesquisa em questão.

Sim ( ) Não ( )

**d.** Fui esclarecido sobre a segurança de que minha identidade será preservada, mantendo-se todas as informações em caráter confidencial.

Sim ( ) Não ( )

IV. Consentimento pós-informado:

Declaro que após ter sido convenientemente esclarecido dos riscos e benefícios deste estudo, consinto em participar do projeto de pesquisa referido.

São Paulo,

Paciente ou responsável Pesquisador