

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

MÔNICA DE OLIVEIRA MELO

**ALTERAÇÕES NA FORÇA DE RESISTÊNCIA DE EQUIPAMENTOS COM O USO DE TUBOS
ELÁSTICOS ANEXADOS À CARGA: EFEITOS DO TREINAMENTO DE FORÇA**

PORTO ALEGRE

2009

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**ALTERAÇÕES NA FORÇA DE RESISTÊNCIA DE EQUIPAMENTOS COM O USO DE TUBOS
ELÁSTICOS ANEXADOS À CARGA: EFEITOS DO TREINAMENTO DE FORÇA**

MONICA DE OLIVEIRA MELO

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da UFRGS, como requisito do título de Mestre em Ciência do Movimento Humano.
Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

PORTO ALEGRE
2009

Mônica de Oliveira Melo

**ALTERAÇÕES NA FORÇA DE RESISTÊNCIA DE EQUIPAMENTOS COM O USO DE TUBOS
ELÁSTICOS ANEXADOS À CARGA: EFEITOS DO TREINAMENTO DE FORÇA**

Conceito final: A

Aprovado em 7 de agosto de 2009.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dra. Cláudia Tarragô Candotti

Prof. Dr. Flávio Souza de Castro

Prof. Dr. Benedito Sérgio Denadai

Dedicatória:

:

Dedico esse trabalho,
à minha avó **Maria Gilda de Oliveira Melo**

e

em memória ,
ao meu avô Djalmo de Oliveira Melo

Agradecimentos:

Agradeço
em primeiro lugar ao meu orientador **Jefferson Fagundes Loss** por ter
acreditado e criado a oportunidade para a realização desse trabalho;
a meus professores pelo conhecimento transmitido ao longo dos anos e a todos os
colegas do Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento (BIOMECH), da
UFRGS, com atenção aos nomes de **Lucas Dutra Araújo, Lara Elena Gomes,**
Marcelo La Torre, Guilherme Brodt, Yumie Okuyama da Silva, Priscila
Pinheiro, Anelise Jacobsen, Artur Bonezi, Luiz Felipe Silveira, Maicon
Paisini, Gláucia Andreza Krombauer e Cristina Homercher Rosa, os quais
foram fundamentais na realização deste trabalho;
em especial, a professora **Cláudia Tarragô Candotti** pelo constante incentivo e
confiança na minha capacidade;
aos meus pais e a **minha avó querida** que sempre me apoiaram emocional e
financeiramente;
e ao **Jeferson,** meu marido, pela sua paciência e apoio.

*A sabedoria advém da humildade em
admitir não saber, e querer aprender!*

Autor desconhecido

RESUMO

Tem sido documentado que uma desvantagem do uso de pesos livres e máquinas de musculação é que há um efeito resultante da aceleração sobre a massa dos implementos usados durante a realização de exercícios dinâmicos. Como consequência, a carga externa assume valores ora acima, ora abaixo da carga escolhida durante a amplitude total de movimento (ADM). Apesar disso, há uma escassez de estudos que tenham definido a metodologia de aplicação dos materiais elásticos nos exercícios realizados em máquinas ou que tenham avaliado os efeitos crônicos do uso combinado de tubos elásticos (TEs) e máquinas, sobre parâmetros de força muscular. Desse modo, os objetivos do presente estudo foram desenvolver uma metodologia de implementação dos materiais elásticos às máquinas de musculação e comparar os efeitos crônicos do uso de exercício dinâmico adaptado com TEs com uso de exercícios dinâmico sem TEs, sobre os ganhos de força muscular. Dois estudos foram desenvolvidos. No primeiro estudo, com auxílio de sistema de dinamometria e cinemetria, testes preliminares foram realizados para definir a posição articular e a magnitude da resistência que o TE deveria fornecer para compensar a queda da carga externa durante a realização do exercício de extensão de joelho (EJ) em uma máquina de musculação. Foi determinado que os TEs deveriam oferecer resistência a partir de um ângulo correspondente a um terço do final da fase concêntrica. Ademais, um percentual de queda da carga externa em diferentes velocidades foi obtido e usado para escolher entre os TEs previamente calibrados o que melhor era capaz de compensar a queda da carga externa. No segundo estudo, 22 sujeitos, divididos em grupo com TEs anexados à máquina (CTE) e grupo sem TEs (STE), foram submetidos a um protocolo de treinamento progressivo com exercício de EJ realizado três vezes por semana, com duração de 14 semanas. Em três ocasiões distintas, os sujeitos foram submetidos a realização de teste de uma repetição máxima, teste de contração voluntária máxima isométrica em quatro posições articulares distintas, salto sem contramovimento (SSC) e teste de contração voluntária máxima isocinética. Foram consideradas como variáveis dependentes a força máxima isométrica (FM_{iso}), a força máxima dinâmica isotônica (FM_{din}), o torque máximo isocinético (TM_{cin}), a potência muscular e a altura do salto (avaliados por meio do SSC). Como variáveis independentes foram considerados os grupos (CTE e STE) e o tempo de treinamento. ANOVA de dois caminhos (grupo e tempo) com medidas repetidas no tempo foi usada para verificar os efeitos principais e interações entre as variáveis. ($\alpha = 0,05$). Como resultado, foi observado que o grupo CTE apresentou valores de força máxima isométrica no final da ADM cerca de 40% maiores quando comparado ao grupo STE. Entretanto, não foram observados efeitos principais ou interações nos demais parâmetros de força avaliados. Como aplicação prática, o uso de TEs combinados ao exercício de EJ na máquina avaliada pode ser útil quando o objetivo do treinamento é obter maiores ganhos de força isométrica na porção final da ADM ou ainda obter maior controle da carga escolhida durante uma maior porção do movimento dinâmico.

Descritores: Efeito inercial. Carga Externa Treinamento de Força. Resistência elástica

ABSTRACT

It has been documented that a disadvantage of the use free weights or exercise machines is that there is a resultant acceleration effect on the mass of the implement used during the dynamic exercises, which modifies the magnitude of the external load. The consequence of this is that the chosen load for the exercise may fluctuate above or below that intended load during the range of motion (ROM). However, there is a scarcity of studies that defined the methodology of application of elastic tubing (ET) in exercise machines or that verified the chronic effect of the use of ET and exercise machines on muscular strength parameters. Thus, the aims of the study were to develop a methodology of implementation to ET at exercises machines and to compare the effects of use of dynamic exercise adapted with ET with use of dynamic exercise without ET on the muscular strength during a strength training program. Two studies were performed. In the first study, using dynamometric and cinematic system, tests were performed earlier to define the magnitude of resistance which ET should offer so that compensates the decrease in the external load. As a result, it was determined that ET should offer resistance from the degree corresponding to third at the end of the concentric phase. Nevertheless, a percentage of decrease in the external load in relation to chosen load at different velocities was obtained and used to choose between the calibrated ET which one that was able to compensate the decrease in the external load. In the second study, twenty two subjects from both sexes, divided between into group with ET attached at machine (ETA) and group without ET attached to machine (WET) were submitted to the progressive training protocol using exercise of knee extension, performed 3 times per week, during 14 weeks. In three distinct situation (0, 7 and 14 weeks) the subjects was submitted to performing of the one repetition maximum, maximum voluntary contraction isometric at four different angles of knee flexion, vertical jump without a countermovement movement (SJ) and maximum voluntary contraction isokinetic. The dependent variables used in this present study were the maximal isometric strength, the maximal dynamic strength, the maximal torque isokinetic, the power strength and height of jump (available during the SJ). The independent variables were the group (ETA and WET) and the training time. ANOVA - two ways (group and time) with repeated measures in time was used to verify the main effects and interactions between the variables ($\alpha = 0.05$). As a main result, it was observed that the group ETA presented values of maximal strength isometric in the end of the ROM about 40% greater when it was compare with the group STE. However, it was no found main effects or interactions between other parameters of strength. As the practical application, the combining elastic tubing with exercise of knee extension in a specific machine can be use when the goal of training program is obtain greater strength in the final portion of extension knee or obtain better control of the chosen load during greater portion of dynamic movement.

Keywords: Inertial effect. External load. Strength training. Elastic resistance

Lista de Figuras:

- Figura 1** – Princípio da Sobrecarga para o desenvolvimento da força muscular (Extraído de Barbanti, 2002) 33
- Figura 2** – Modelo de Periodização Linear, caracterizado por períodos iniciais de treinamento com alto volume e baixa intensidade, seguidos por períodos de alta intensidade e baixo volume (Adaptado de Stone, O’Byrant e Garhammer, 1981). 37
- Figura 3** - Papel relativo da adaptação neural e muscular ao treinamento de força. No início do treinamento, ocorre predominância da adaptação neural. Em fases intermediárias e avançadas, o progresso é limitado à magnitude da adaptação muscular que pode ser atingida (Figura extraída de Komi (2006). 47
- Figura 4** - Relação força-comprimento (F-C) “sarcômero” inicialmente obtida por Gordon et al., (1996) para fibras isoladas intactas de rã (Adaptada de Granzier *et al.*, 1992)..... 49
- Figura 5** - Relação torque-velocidade angular dos músculos extensores do joelho humano em esforço voluntário máximo (Figura extraída de Komi, 2006) 52
- Figura 6** - Resumo esquemático dos resultados de força-comprimento do músculo reto femoral de ciclistas e corredores de elite. Os corredores parecem usar o reto femoral no braço ascendente, enquanto os ciclistas no braço descendente. Figura adaptada de Herzog *et al.*, (1991) 54
- Figura 7** - a) Típico aparelho de Tríceps Pulley, caracterizado por transmitir força direto da coluna de pesos para membros inferiores com auxílio de um apoio para mãos; b) Cadeira extensora padrão, caracterizada por transmitir torque por meio de um sistema de roldana assimétrica 57
- Figura 8** - Componente inercial para diferentes velocidades médias angulares. Para ambas velocidades observa-se um pico máximo no início do movimento de flexão de joelho (70°) e um pico mínimo no final do movimento (20°). Na velocidade de 120°/s há maior variação nas magnitudes do componente inercial (Figura extraída de Ribeiro *et al.*, 2005) 60

Figura 9 - Posicionamento usado durante a execução do exercício de extensão de joelho na máquina mesa romana. a) início, b) meio e c) fim. Exposição da imagem com permissão do sujeito.	73
Figura 10 - Célula de carga acoplada entre o cabo de força da máquina Mesa Romana.....	74
Figura 11 - Típicas curvas de ângulo de flexão de joelho obtidas durante uma série de dez repetições de extensão de joelho em duas velocidades angulares médias de execução: a) 40°/s e b) 70°/s.	76
Figura 12 - Típicas curvas de velocidade angulares instantâneas obtidas durante uma série de dez repetições de extensão em duas velocidades médias de execução: a) 40°/s e b) 70°/s.	76
Figura 13 - Típicas curvas de carga externa obtidas durante uma série de dez repetições de extensão em duas velocidades médias de execução avaliadas: a) 40°/s e b) 70°/s.....	78
Figura 14 - Comportamento típico da carga externa obtido durante dez repetições completas de flexão de joelho realizadas em duas velocidades médias de execução avaliadas: a) 40°/s e b) 70°/s.....	79
Figura 15 - Deslocamento linear da coluna de pesos com resistência elástica acoplada à máquina, de maneira a fornecer resistência na porção final da fase concêntrica do movimento. a) primeiro trecho, b) segundo trecho e c) terceiro trecho.....	80
Figura 16 – Acoplamento da resistência elástica à máquina de musculação com uma placa de ferro com quatro orifícios para passagem dos elásticos e otimização dos tubos elásticos (TEs) com ganchos metálicos.....	81
Figura 17 - Curvas dos valores médios de pico mínimo no final da fase concêntrica em função de diferentes velocidades de execução. R^2 , coeficiente de determinação.	81

Figura 18 - Exemplo típico da curva de força de reação ao solo (FRS) vertical obtida durante um salto sem contramovimento. O tracejo horizontal de cor cinza representa o peso da massa do sujeito. As setas pequenas contínuas de cor preta indicam o tempo de vôo. As duas setas verticais com tracejo cinza mostram o período da FRS vertical usado para o cálculo da potência mecânica..... 92

Figura 19 - Trajetórias individuais dos valores de força máxima isométrica (N) correspondentes aos ângulos de 10 e 30° de flexão de joelho. Os sujeitos estão referenciados pelos números de 1 à 11. CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico. Continua na próxima página. 96

Figura 20 - Continuação das trajetórias individuais dos valores de força máxima isométrica (N) correspondente aos ângulos de 50 e 80° de flexão de joelho. Os sujeitos estão referenciados pelos números de 1 à 11 CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico. 97

Figura 21 - Média, desvio padrão e comparação dos valores de força isométrica obtidos no teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) no período de treinamento de força para o ângulo de 10 graus. Letras iguais indicam semelhanças entre os níveis do fator tempo dentro de cada grupo. O asterisco indica diferenças entre os grupos, para cada nível..... 100

Figura 22 - Média, desvio padrão e comparação dos valores de força isométrica obtidos no teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) no período de treinamento de força para o ângulo de 30 graus. Letras iguais indicam semelhanças entre os níveis do fator tempo dentro de cada grupo. O asterisco indica diferenças entre os grupos, para cada nível..... 100

Figura 23 - Média, desvio padrão e comparação dos valores de força isométrica obtidos no teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) no período de treinamento de força para o ângulo de 50 graus. Letras iguais indicam semelhanças entre os níveis do fator tempo dentro de cada grupo. O asterisco indica diferenças entre os grupos, para cada nível..... 101

Figura 24 - Média, desvio padrão e comparação dos valores de força isométrica obtidos no teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) no período de treinamento de força

para o ângulo de 80 graus. Letras iguais indicam semelhanças entre os níveis do fator tempo dentro de cada grupo. O asterisco indica diferenças entre grupos, para cada nível. 101

Figura 25 - Trajetórias individuais dos valores de força máxima dinâmica isotônica obtidas no teste de uma repetição máxima (1RM). Os sujeitos estão referenciados pelos números de 1 à 11. CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico. 102

Figura 26 - Média e desvio padrão dos valores de força máxima isotônica obtidos no teste de uma repetição máxima (1RM) durante o período de treinamento de força e comparação entre os níveis do fator tempo 104

Figura 27 - Trajetórias individuais da altura (m) obtidas no SSC de ambos os grupos. Os sujeitos estão referenciados pelos números de 1 à 11. 105

Figura 28 - Média, desvio padrão e comparação entre os níveis do fator tempo para a altura (m) do salto sem contramovimento (SSC). O asterisco indica diferenças significativas 107

Figura 29 - Trajetórias individuais do torque isocinético (N.m) dos grupos CTE e STE para os ângulos de 10 a 40 graus de flexão de joelho. Os sujeitos estão referenciados pelos números de 1 à 11 110

Figura 30 - Trajetórias individuais do torque isocinético (N.m) dos grupos CTE e STE para os ângulos de 50 a 80 graus de flexão de joelho. Os sujeitos estão referenciados pelos números de 1 à 11 111

Figura 31 - Média e desvio padrão dos valores de torque isocinético da fase concêntrica do movimento de extensão de joelho obtidos durante a velocidade angular de 90°/s. *indica diferenças entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e ***, entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas. 119

Figura 32 - Média e desvio padrão dos valores de torque isocinético da fase concêntrica do movimento de extensão de joelho obtidos durante a velocidade angular de 90°/s. *indica

diferenças entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e ***, entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas. 119

Figura 33 - Média e desvio padrão dos valores de torque isocinético da fase excêntrica do movimento de extensão de joelho obtidos durante a velocidade angular de 90°/s. * indica diferenças entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e ***, entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas. 120

Figura 34 - Média e desvio padrão dos valores de torque isocinético da fase excêntrica do movimento de extensão de joelho obtidos durante a velocidade angular de 90°/s. * indica diferenças entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e ***, entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas. 120

Figura 35 - Média e desvio padrão dos valores de torque isocinético da fase concêntrica do movimento de extensão de joelho obtidos durante a velocidade angular de 60°/s. * indica diferenças entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e ***, entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas. 121

Figura 36 - Média e desvio padrão do torque isocinético da fase concêntrica de extensão de joelho na velocidade de 60°/s. * indica diferenças, entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e *** entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas. 121

Figura 37 - Média e desvio padrão dos valores de torque isocinético da fase excêntrica do movimento de extensão de joelho obtidos durante a velocidade angular de 60°/s. * indica diferenças entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e ***, entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas. 122

Figura 38 - Média e desvio padrão dos valores de torque isocinético da fase excêntrica do movimento de extensão de joelho obtidos durante a velocidade angular de 60°/s. * indica diferenças entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e ***, entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas. 121

Lista de Tabelas:

- Tabela 1** – Valores médios e desvio padrão dos ângulos iniciais e finais, do ângulo de queda da carga externa, da amplitude total de movimento (ADM) e da porcentagem de queda da carga externa em relação a ADM total dos participantes, a partir do ângulo final. 80
- Tabela 2** - Guia para implementação dos tubos elásticos (TE) à máquina de musculação usada no presente estudo, para três diferentes velocidades médias de execução 82
- Tabela 3** - Média e desvio padrão (SD) das características antropométricas do sujeitos. 85
- Tabela 4** - Estrutura do programa de treinamento contendo 6 microciclos para cada mesociclo. Os microciclos de número 7 são correspondentes às semanas de avaliação e não estão ilustrados na tabela. 90
- Tabela 5** – Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) e Intervalo de Confiança (IC) dos valores médios de força máxima isométrica obtidos nas três avaliações realizadas em cada ângulo avaliado..... 97
- Tabela 6** - Média e desvio padrão dos valores de força isométrica máxima (N) nos quatro ângulos de flexão de joelho obtidos no teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) durante o período controle (semanas -4 até semana 0) e no período de treinamento de força (semanas 0, 7 e 14). 98
- Tabela 7** - Resultados da ANOVA (tempo x grupo) com medidas repetidas para os valores de força isométrica (N) nos quatro ângulos de flexão de joelho medidos no teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14). 99
- Tabela 8** – Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) e Intervalo de Confiança (IC) de cada grupo para os valores de força máxima isotônica (Kg) obtidos nas três avaliações realizadas durante o treinamento. 102

Tabela 9 – Média, desvio padrão e estimativa do intervalo de confiança dos valores de força (kg) obtidos no teste uma repetição máxima (1RM) nas semanas -4, 0, 7 e 14.....	103
Tabela 10 - Resultados da ANOVA (tempo x grupo) com medidas repetidas no tempo para os valores de força máxima (kg), obtidos no teste de uma repetição máxima (1RM) durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14).	103
Tabela 11 – Valores médios de Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) e Intervalo de Confiança (IC) de cada grupo para os valores de altura (m) obtidos no salto sem contramovimento (SSC) nas três avaliações realizadas durante o treinamento.	105
Tabela 12 – Média, desvio padrão e estimativa do intervalo de confiança (IC) dos valores de altura (m) de cada grupo obtidos no salto sem contramovimento (SSC) nas semanas 0, 7 e 14.	106
Tabela 13 - Resultados da ANOVA com medidas repetidas (tempo x grupo) para os valores de altura de salto (m) obtidos no teste sem contramovimento (SSC) durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14).....	106
Tabela 14 – Valores médios de Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) e Intervalo de Confiança (IC) para os valores de potência mecânica (W/kg) de cada grupo obtidos no salto sem contramovimento (SSC) nas três avaliações realizadas durante o treinamento.....	107
Tabela 15 – Média, desvio padrão e estimativa do intervalo de confiança (IC) dos valores de potência mecânica (W/kg) obtidos no salto sem contramovimento (SSC) nas semanas 0, 7 e 14.	108
Tabela 16 - Resultados da ANOVA one way com medidas repetidas para os valores de potência muscular (W/kg) realizada separadamente para cada grupo avaliado durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14).	108
Tabela 17 – Média, desvio padrão e resultados da comparação entre os valores relativos de potência (%) obtidos no teste sem contramovimento (SSC) nas semanas 7 e 14.	109

Tabela 18 - Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) de cada grupo para os valores de torque máximo isocinético (N/m) obtidos nas três avaliações realizadas, em cada ângulo de medida ($p < 0,05$) 112

Tabela 19 – Média e desvio padrão dos valores de torque máximo isocinético nas fases concêntricas e excêntricas obtidos durante as velocidades de 90°/s..... 113

Tabela 20 – Média e desvio padrão dos valores de torque máximo isocinético nas fases concêntricas e excêntricas obtidos durante as velocidades de 60°/s..... 114

Tabela 21 - Resultados da ANOVA com medidas repetidas (tempo x grupo) para os valores absolutos de torque isocinético nos oito ângulos de flexão de joelho para fase concêntrica na velocidade de 90°/s durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14). 115

Tabela 22- Resultados da ANOVA com medidas repetidas (tempo x grupo) para os valores absolutos de torque isocinético nos oito ângulos de flexão de joelho para fase excêntrica na velocidade de 90°/s durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14). 116

Tabela 23 - Resultados da ANOVA com medidas repetidas (tempo x grupo) para os valores absolutos de torque isocinético nos oito ângulos de flexão de joelho para fase concêntrica na velocidade de 60°/s durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14). 117

Tabela 24 - Resultados da ANOVA com medidas repetidas (tempo x grupo) para os valores absolutos de torque isocinético nos oito ângulos de flexão de joelho para fase excêntrica na velocidade de 60°/s durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14). 118

Lista de Abreviaturas:

ADM – amplitude total de movimento
APTase – adenosina trifosfatase
ATP – adenosina trifosfato
BE – bandas elásticas
CCI – coeficiente de correlação intraclasse
CN – carga nominal
CTE - com tubo elástico
CV – coeficiente de variação
CVMI – contração voluntária máxima isométrica
DCL – diagrama de corpo livre
DNA – ácido desoxirribonucléico
EJ – extensão de joelho
EMG – eletromiografia
F-C – relação força comprimento
FE_{90°} – força externa realizada a 90 graus do segmento de interesse
FMD_{din} – força máxima dinâmica isotônica
FM_{iso} – força máxima isométrica
F-V – relação força velocidade
IC – intervalo de confiança
LAPEX – Laboratório de Pesquisa do Exercício
MCM – massa corporal magra
MCT – massa corporal total
MHC – miosina de cabeça pesada
MTDF – máxima taxa de desenvolvimento da força
N – Newton
N.m – Newton metros
PM – pico mínimo de carga externa
RM – repetição máxima
RML – resistência muscular localizada
RNA – ácido ribonucléico
SD – desvio padrão da amostra

SN - sistema nervoso

SNC – sistema nervoso central

SSC – salto sem contramovimento

STE – sem tubo elástico

TCI – Termo de Consentimento Informado

TDF – taxa de desenvolvimento da força

TE – torque externo

TE – tubos elásticos

TM_{cin} – torque máximo isocinético

TR – torque de resistência

UMs – unidades motoras

W - Watts

SUMÁRIO:

INTRODUÇÃO	21
ESTRUTURA DO TEXTO:	24
2. OBJETIVOS	25
2.1 <i>OBJETIVO GERAL:</i>	25
2.1.1 Objetivos específicos	25
3. DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	27
3.1 <i>HIPÓTESES:</i>	27
3.2. <i>DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS:</i>	28
3.2.1 Variáveis dependentes:	28
3.2.2 Variáveis independentes:	29
4. REFERENCIAL TEÓRICO	30
4.1 <i>CONCEITOS FUNDAMENTAIS DO TREINAMENTO</i>	30
4.1.1 Força e suas definições	30
4.1.2 Princípios do treinamento	33
4.1.3 Periodização	35
4.1.4 Tipos de treinamento usados para ganhos em potência	38
4.2 <i>ADAPTAÇÕES AO TREINAMENTO DE FORÇA</i>	40
4.2.1 Adaptações metabólicas musculares crônicas	40
4.2.1.1 Tipos de fibras	40
4.2.1.2 Hipertrofia	41
4.2.2 Adaptações neurais ao treinamento de força	42
4.2.2.1 Incremento da ativação dos agonistas	43
4.2.2.2 Ativação dos sinergistas	45
4.2.2.3 Co-ativação de antagonistas	46
4.2.2.4 Interações entre adaptações neurais e musculares.....	47
4.2.3 Propriedades musculares de produção de força	48
4.2.3.1 Relação força-comprimento	48
4.2.3.2 Relação força-velocidade	51
4.2.3.3 Aplicação prática e adaptação das propriedades musculares	53
4.3 <i>IMPLEMENTOS MECÂNICOS E FATORES BIOMECÂNICOS INTERVENIENTES NOS EXERCÍCIOS DE FORÇA</i>	55
4.3.1 Torque de resistência	55
4.3.2 Máquinas e curvas de força	56
4.3.2 Resistência elástica	63
<i>RESUMO DO CAPÍTULO</i>	67
5. ESTUDO 1 – METODOLOGIA DE IMPLEMENTAÇÃO DOS MATERIAIS ELÁSTICOS	71
5.1 <i>TIPO DE ESTUDO</i>	71

5.2	MATERIAIS DE PESQUISA	71
5.2.1	Equipamentos	71
5.2.2	Programas de computador utilizados	72
5.3	PARTICIPANTES E PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO	72
5.4	PROCEDIMENTOS DE AQUISIÇÃO DOS DADOS	73
5.4.1	Cinemetria e Dinamometria	73
5.5	PROCEDIMENTO DE ANÁLISE DOS DADOS.....	75
5.5.1	Cinemetria	75
5.5.2	Dinamometria	77
5.6	RESULTADOS - IMPLEMENTAÇÃO DOS TUBOS ELÁSTICOS.....	78
6.	ESTUDO 2 - TREINAMENTO DE FORÇA	83
6.1	TIPO DE ESTUDO.....	83
6.2	MATERIAIS DE PESQUISA	83
6.2.1	Equipamentos	83
6.2.2	Programas de computador utilizados	84
6.3	AMOSTRA	84
6.4	PROCEDIMENTOS DE AQUISIÇÃO DE DADOS.....	86
6.4.1	Protocolo de avaliação.....	86
6.4.2	Protocolo de treinamento	88
6.5	PROCEDIMENTOS DE ANÁLISE DOS DADOS.....	90
6.5.1	Força voluntária máxima isométrica	90
6.5.2	Rendimento do salto sem contramovimento (SSC)	91
6.5.3	Torque máximo isocinético	93
6.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA	93
7.	RESULTADOS	96
7.1	FORÇA MÁXIMA ISOMÉTRICA.....	96
7.2	FORÇA MÁXIMA DINÂMICA ISOTÔNICA	102
7.3	SALTO SEM CONTRAMOVIMENTO.....	104
7.3.1	Altura do SSC	105
7.3.2	Potência Muscular	107
7.4	TORQUE MÁXIMO ISOCINÉTICO	109
8.	DISCUSSÃO	123
8	CONCLUSÃO.....	133
9	REFERÊNCIAS	134
APÊNDICE		

INTRODUÇÃO

O treinamento de força, também conhecido como treinamento com pesos ou treinamento resistido, tornou-se uma das formas mais conhecidas de exercício, tanto para o condicionamento de atletas quanto para o de não-atletas, particularmente devido a seus efeitos no aumento da força, potência e velocidade, hipertrofia, resistência muscular localizada, desempenho motor, flexibilidade, equilíbrio e coordenação (RUTHERFORD e JONES, 1986; THRASH e KELLEY, 1987; ADAMS *et al.*, 1992; DELECLUSE *et al.*, 1995; KRAEMER e RATAMES, 2004; FOLLAND E WILLIAMS, 2007). Além disso, a partir de um melhor entendimento com relação a seus benefícios relacionados à saúde, o treinamento de força passou a ser recomendado pelo *American College of Sports Medicine* e pela *American Heart Association* para a maioria da população, incluindo adolescentes, adultos saudáveis, idosos e indivíduos com distúrbios cardiovasculares ou neuromusculares (KRAEMER e RATAMES, 2004).

A partir de evidências experimentais e empíricas, uma série de protocolos de treinamento de força foram desenvolvidos. Apesar de não estar claro qual o tipo de treinamento é o mais efetivo, os critérios de escolha dos exercícios que irão compor o programa de treinamento devem estar condizentes com determinados objetivos, uma vez que a seleção do exercício pode determinar a especificidade e o tipo de sobrecarga mecânica do treinamento (intensidade ou carga de treinamento) (KAWAMORI e HAFF, 2004). Paralelamente, planejar o programa visando que a carga utilizada nos exercícios seja superior as demandas das atividades da vida diária (AVDs) e aumente progressivamente, constitui um princípio básico do treinamento resistido (FLECK e KRAEMER, 1997; ASTRAND *et al.*, 2006).

A descrição quantitativa de aspectos biomecânicos do movimento humano está relacionada às forças (internas e externas) que geram o movimento observado e suas conseqüências no fenômeno em questão (AMADIO, 2002). Nessa direção, a investigação das forças externas pode ser entendida como componente descritivo primário para indicar a sobrecarga no sistema músculo-esquelético durante a realização de exercícios. Essa sobrecarga é obtida por meio da aplicação de um estímulo externo ou “carga externa”, que por sua vez, é obtida por meio de implementos e/ou equipamentos específicos. O efeito rotacional dessa carga externa sobre o segmento envolvido (no corpo humano) caracteriza o torque externo, o qual pode ser quantificado através do produto entre a carga externa (força externa)

e sua respectiva distância perpendicular ou braço de momento. Por meio da análise do torque externo pode-se classificar objetivamente o tipo de resistência que determinado exercício realizado em uma certa máquina oferece, o qual pode assumir um comportamento ascendente, descendente, constante ou misto (BINI *et al.*, 2007; LOSS e CANDOTTI, 2009; SILVA *et al.*, 2009). Do ponto de vista do treinamento físico, a análise do torque externo identifica justamente se sobrecargas escolhidas estão harmonicamente apropriadas à capacidade de geração de força muscular e/ou estão de acordo com os objetivos pré-estabelecidos.

Em muitos casos é desejável que o torque externo oferecido por um exercício realizado em determinado equipamento seja adequado à capacidade de produção de força de um músculo ou grupamento muscular durante toda a excursão do movimento. Para isso, tem-se procurado manipular a variação da distância perpendicular externa com a utilização das chamadas polias assimétricas. Não obstante, a maioria dos empreendimentos tem falhado na tentativa de adequar a resistência oferecida pelas máquinas às curvas de força muscular resultante (KULIG, ANDREWS e HAY, 1984; FOLLAND *et al.*, 2005; FOLLAND e MORRIS, 2007), simplesmente porque o esforço muscular resultante depende de uma relação entre as capacidades extrínsecas e intrínsecas de produção de força juntamente com as mudanças na distância perpendicular das forças externas e internas.

Ainda, especialmente, focando a análise sobre o comportamento das forças externas, outro fator que não parece ter recebido a merecida atenção na literatura é o efeito inercial oriundo da variação de velocidade sobre as forças externas durante a realização de exercícios. Normalmente, durante os exercícios executados com variação de velocidade, ou seja, com aceleração, há um efeito resultante da mesma sobre o implemento, modificando a magnitude da força externa. A consequência disso é que a sobrecarga escolhida para a realização do exercício pode estar ora abaixo, ora acima da carga escolhida, independente do tipo de roldanas que uma máquina de musculação possui. Qualquer que seja a proporção dessa variação, o resultado é a provável necessidade diferente de produção de força em cada ângulo articular.

Esse tem sido um dos temas de discussão em estudos sobre análise e comparação de diferentes métodos de treinamento para aumentos de força máxima e potência muscular (ELLIOTT, WILSON e KERR, 1989; BOBBERT e VANSOEST, 1994; NEWTON *et al.*, 1996; HARRIS *et al.*, 2000; ANDERSON, SFORZO e SIGG, 2008). Tem sido reportado que o problema inerente ao treinamento de força tradicional é que a carga está sujeita a um período de maior aceleração durante uma considerável proporção (24-40%) da fase

concêntrica do movimento (NEWTON *et al.*, 1996; ELLIOTT, WILSON e KERR, 1989; SAKAMOTO e SINCLAIR, 2006). Embora haja controvérsia, também chama atenção a discussão em torno da eficácia do treinamento específico de força máxima (80% de 1RM) no desenvolvimento da potência (STONE, O'BRYANT e GARHAMMER, 1981; KAWAMORI e HAFF, 2004). Nesse contexto, alguns autores sugerem que para obter ganhos ótimos em potência muscular por meio do aumento da taxa de desenvolvimento de força (TDF), o treinamento de força do tipo pesado necessita ser realizado tão rápido quanto possível (BEHM e SALE, 1993; BOBBERT e VANSOEST, 1994; CRONIN, MCNAIR e MARSHALL, 2002). No entanto, quando o treinamento de força com cargas pesadas é realizado sob altas velocidades médias de execução, a força muscular é desenvolvida em maior ou menor extensão em certas porções da amplitude de movimento (ADM) devido ao efeito inercial e subsequente variação da força externa.

Conseqüentemente, urge o desenvolvimento de novos métodos que possam contrapor essa desvantagem do treinamento de força tradicional, proporcionar melhorias no aspecto controle de sobrecarga externa, e possivelmente induzir maiores ganhos de força e potência em maior porção da ADM. Uma alternativa sugerida por alguns autores é anexar materiais elásticos, como tubos elásticos (TE) e bandas elásticas (BE) a pesos livres ou a máquinas de musculação (CRONIN, McNAIR e MARSHAKL, 2003; WALLACE, WINCHESTER e MCGUIGAN, 2006; ANDERSON, SFORZO e SIGG, 2005, 2008). A razão pela qual os materiais elásticos têm chamado a atenção de pesquisadores é que a resistência oferecida por eles não depende nem do efeito da gravidade nem da velocidade de execução, sendo progressiva de acordo com a sua deformação (SIMONEAU *et al.*, 2001; LOSS *et al.*, 2002, EBBEN e JENSEN, 2002). Os defensores dessa técnica acreditam que o material elástico associado ao treinamento de força, conjuntamente com a utilização de pesos livres, poderia trazer significantes aumentos na força máxima dinâmica e na potência, uma vez que minimizaria os efeitos da aceleração sobre a massa do implemento utilizado.

Existem poucos estudos que investigaram as alterações da força de resistência dos equipamentos (força ou carga externa) e que definiram a forma de aplicação dos elásticos nos diferentes exercícios, de modo que sua implementação minimize os efeitos inerciais. Paralelamente, não foi encontrado nenhum estudo que, de posse de uma metodologia desenvolvida especialmente para diminuir o impacto dos efeitos da aceleração sobre a massa dos implementos, tenha investigado os efeitos em longo prazo (semanas, meses ou anos) desse tipo de treinamento sobre a força muscular. Diante da escassez e a necessidade desses

tipos de abordagens, foram desenvolvidos dois estudos. No primeiro estudo, de corte transversal, o objetivo geral foi desenvolver a metodologia de implementação dos materiais elásticos às máquinas de musculação, investigando as alterações da carga externa frente a diferentes velocidades de execução. No segundo estudo, de corte longitudinal, o objetivo geral foi comparar os efeitos do uso de exercícios dinâmicos adaptados com material elástico com uso de exercícios dinâmicos tradicionais sobre o ganho de força máxima e potência muscular durante um programa de treinamento de força.

ESTRUTURA DO TEXTO:

Objetivando desenvolver dois manuscritos para submissão em periódicos, a estrutura textual da presente dissertação seguiu uma forma não usual, de modo que dois estudos (Estudo 1 e Estudo 2) foram desenvolvidos e parcialmente apresentados separadamente. Assim, nos capítulos 2 (Objetivos) e 3 (Definição do Problema) os objetivos, problemas de pesquisa, hipóteses e variáveis dependentes e independentes foram descritos para cada um dos estudos. Em seguida, no capítulo 4, o Referencial Teórico foi desenvolvido de maneira a fomentar a realização de ambos estudos. Os Materiais e Métodos do Estudo 1 e do Estudo 2 foram descritos nos capítulos 5 e 6, respectivamente. No Capítulo 5, intitulado “Metodologia de Implementação dos Tubos Elásticos”, as alterações da carga externa diante de diferentes velocidades de execução foram investigadas e um guia geral para implementação dos tubos elásticos, como resultado, foi sugerido. Ainda, no capítulo 6, intitulado “Treinamento de Força”, a metodologia desenvolvida no Estudo 1 foi aplicada e seus efeitos testados durante um programa de treinamento de força com duração de 14 semanas. Como desfecho, os capítulos sobre resultados, discussão e conclusão, referem-se à interação e combinação dos dois estudos.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL:

Estudo 1

Desenvolver uma metodologia de implementação dos materiais elásticos à máquina de musculação.

Estudo 2

Comparar os efeitos de um programa de treinamento de força realizado com exercício dinâmico adaptado com material elástico sobre a força muscular máxima e a potência muscular de membros inferiores com os efeitos de programa de um treinamento de força realizado com exercício dinâmico tradicional.

2.1.1 Objetivos específicos

Estudo 1

- Investigar as alterações na força de resistência da máquina em diferentes velocidades de execução.

Estudo 2

- Comparar, ao longo do tempo do treinamento, a força muscular máxima isométrica de quatro diferentes ângulos articulares desenvolvida por meio de exercício dinâmico realizado com e sem material elástico anexado à máquina de musculação.

- Comparar, ao longo do tempo do treinamento, a força muscular máxima dinâmica isotônica desenvolvida por meio de exercício dinâmico realizado com e sem material elástico anexado à máquina de musculação.

- Comparar, ao longo do tempo do treinamento, a potência muscular de membros inferiores desenvolvida por meio de exercício dinâmico realizado com e sem material elástico anexado à máquina de musculação.

- Comparar, ao longo do tempo do treinamento, o torque máximo dinâmico isocinético desenvolvido por meio de exercício dinâmico realizado com e sem material elástico anexado à máquina de musculação.

3. DEFINIÇÃO DO PROBLEMA:

Estudo 1

Qual é a posição articular a partir da qual o material elástico deve começar a fornecer resistência, de modo que a diminuição da carga externa gerada pelo efeito inercial comece a ser a compensada?

Qual é a magnitude da resistência que deve ser oferecida pelo material elástico no final da fase concêntrica do movimento, de modo que a diminuição da carga externa gerada pelo efeito inercial seja compensada?

Estudo 2

O uso de exercícios dinâmicos adaptados com material elástico no programa de treinamento de força muscular resulta em ganhos de força muscular e potência muscular maior do que o uso de exercícios tradicionais?

3.1 HIPÓTESES:

Estudo 1

H1: A força de resistência da máquina apresentará maiores variações nas amplitudes articulares em que ocorrem as maiores acelerações. Considerando a massa da pastilha de peso constante, a variação da força de resistência será proporcional à variação da velocidade média de execução.

Estudo 2

H1: A força muscular máxima isométrica avaliada por meio do teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) deve apresentar maiores valores no terço final da amplitude de movimento quando o treinamento for realizado com tubo elástico anexado à máquina de musculação.

H2: A força muscular máxima dinâmica isotônica avaliada pelo teste de uma repetição máxima (1RM) deve apresentar maiores valores quando o treinamento for realizado com tubo elástico anexado à máquina de musculação.

H3: A potência muscular de membros inferiores avaliada por meio de parâmetros do salto sem contramovimento (SSC), deve ser maior quando o treinamento for realizado com tubo elástico anexado à máquina de musculação.

H4: O torque muscular máximo dinâmico isocinético avaliada por meio do teste máximo em dinamômetro isocinético deve apresentar maiores valores no terço final da amplitude de movimento, tanto na fase concêntrica como na fase excêntrica, quando o treinamento for realizado com tubo elástico anexado à máquina de musculação.

3.2. DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS:

3.2.1 Variáveis dependentes:

Estudo 1

- **Força de resistência da máquina:** quantidade de força externa (carga externa) medida com auxílio de uma célula de carga acoplada diretamente no cabo de força da máquina de musculação usada no estudo.

Estudo 2

- **Força muscular máxima isométrica:** quantidade máxima de força externa medida perpendicular ao segmento a uma determinada distância do eixo articular, com auxílio de uma célula de carga, que um músculo ou grupamento muscular pode gerar durante a realização de uma contração isométrica dos músculos de interesse em uma determinada posição angular.

- **Força muscular máxima dinâmica isotônica:** quantidade máxima de carga externa que um músculo ou grupo muscular pode movimentar durante uma repetição completa de um exercício, mantendo um padrão específico de movimento e uma determinada velocidade média de execução.

- **Potência muscular:** produto entre a força máxima de reação ao solo vertical e a velocidade vertical máxima da massa de um corpo registrados por meio de uma plataforma de força durante um salto sem contramovimento.
- **Torque muscular máximo dinâmico isocinético:** quantidade máxima de torque que um músculo ou grupo muscular pode gerar em um padrão específico de movimento durante velocidade constante de execução ao longo da amplitude de movimento articular.

3.2.2 Variáveis independentes:

Estudo 1

- **Velocidade média de execução:** Valor correspondente à razão entre a amplitude angular (graus) percorrida de 90° à 10° de flexão de joelho e o tempo levado (segundos).

Estudo 2

- **Treinamento sem tubos elásticos (STE):** programa de treinamento com duração de 14 semanas, com três sessões semanais intervaladas, realizado com uma máquina de musculação própria para o exercício de extensão de joelho.
- **Treinamento com tubos elásticos (CTE):** programa de treinamento com duração de 14 semanas, com três sessões semanais intervaladas, realizado com tubos elástico anexados a uma máquina de musculação própria para o exercício de extensão de joelho.

4. REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo será realizada uma abordagem sucinta sobre os conceitos fundamentais do treinamento e sobre algumas das principais adaptações decorrentes do treinamento de força. Além disso, um ensaio teórico a cerca do uso de implementos mecânicos e sobre os fatores biomecânicos intervenientes na produção de força muscular é realizado no final do capítulo.

4.1 CONCEITOS FUNDAMENTAIS DO TREINAMENTO

Para facilitar o entendimento, essa sessão foi novamente dividida em quatro sub-sessões, que foram intituladas de Força e suas definições, Princípios do treinamento, Periodização e Tipos de treinamento para potência. A seguir, cada uma delas será brevemente descrita.

4.1.1 Força e suas definições

O treinamento físico tem como objetivo principal facilitar as adaptações biológicas que aprimoram o desempenho em tarefas específicas (MCARDLE, KATCH e KATCH, 1995; WEINECK, 1999; DESCHENES e KRAEMER, 2002). A partir desse ponto de vista, entende-se que uma pessoa pode praticar treinamento de força como parte de seu programa de exercícios físicos tendo como interesse principal não quanto de “peso” pode levantar; e sim, se o aumento de força causado por esse treinamento resulta em um desempenho melhor no esporte ou nas atividades da vida diária (AVDs), como pode ser o caso, por exemplo, da população de idosos. Nesse contexto, os conceitos que envolvem a produção de força muscular consistem num tópico muito importante a ser estudado, uma vez que a força é uma capacidade motora fundamental para a saúde, habilidade funcional e melhoria da qualidade de vida (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 2002; BARBANTI, 2002;

KRAEMER e RATAMES, 2004). Apesar disso, uma definição apropriada de força muscular vai depender de sua forma de manifestação. Sob o aspecto físico, a força por si só, somente pode ser interpretada a partir de sua ação, e a partir disso, de seus efeitos estáticos e dinâmicos (OKUNO e FRATIN, 2003). Paralelamente, segundo Weineck (1999), sob o aspecto do tipo de trabalho do músculo, ela pode ser dividida em força estática ou isométrica e força dinâmica. A primeira refere-se a uma ação muscular durante a qual não ocorre mudança no comprimento do músculo, enquanto que a segunda refere-se às contrações musculares que geram mudanças no comprimento do músculo e envolvem contrações excêntricas e/ou concêntricas.

Do ponto de vista metodológico, a força muscular dinâmica é dividida geralmente em força máxima, força explosiva ou rápida e resistência de força (WEINECK, 1999). Similarmente, para Barbanti (2002) e Tan (1999) existem “categorias” ou expressões da força muscular, tais como força máxima, força de velocidade (potência), força explosiva (máxima taxa de desenvolvimento de força - MTDF), capacidade de força reativa (habilidade do músculo de contrair a partir de contração excêntrica para uma contração concêntrica) e força de partida. Embora exista uma estreita correlação entre todas as manifestações ou expressões de força, uma divisão mais adequada corresponde a suas formas de treinamento. Assim, dependendo da exigência específica de cada uma das expressões da força, a literatura recomenda que métodos diferentes de treinamento sejam considerados.

Em lugar de destaque, a força máxima representa uma força de base em relação à capacidade de contração muscular e constitui um denominador comum a todas outras expressões de força (BARBANTI, 2002; WEINECK, 1999; TAN, 1999). Além disso, é documentado que quando uma pessoa aumenta sua força máxima, também obtém benefícios provenientes de melhorias em outras características da função neuromuscular como potência e tempo de resistência (tempo até a exaustão) (HENESSY e WATSON, 1994; WENZEL e PERFEITO, 1992; MOSS *et al.*, 1997). A força máxima é definida como a maior tensão possível dentro de uma ação muscular sustentada (isométrica), refletida em uma contração voluntária máxima isométrica (CVMI) (TAN, 1999). Por outro lado, uma estimativa da força máxima que tende a ser mais sensível aos efeitos do treinamento é obtida por meio da maior carga que pode ser levantada em uma única execução durante uma tarefa específica (1RM). Assim, operacionalmente, o conceito de força dinâmica máxima é assumido por diversos autores como a quantidade máxima de força que um músculo ou grupo muscular pode gerar em um padrão específico de movimento em uma determinada velocidade de movimento

(CHAFFIN, ANDERSON e MARTIN, 2001; FLECK e KRAEMER, 1997; BARBANTI, 2002).

A potência abrange a capacidade do sistema músculo-esquelético de gerar uma contração muscular o mais rápido possível. Sua expressão e desenvolvimento são importantes tanto para o desempenho nos esportes como para a expectativa de qualidade de vida (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 2002). Por definição, maior potência é produzida quando a mesma quantidade de trabalho é completada em um menor período de tempo, ou uma grande quantidade de trabalho é realizada durante o mesmo período de tempo (KNUTTGEN e KOMI, 2006). Nessa direção, a potência mecânica pode ser definida como a taxa de trabalho ou força multiplicada pela velocidade de movimento (KAWAMORI e HAFF, 2004), característica que justifica o fato de que ambos componentes necessitam ser abordados durante um programa de treinamento de potência.

Apesar das definições acima estarem entre as mais citadas na literatura (ATHA, 1981), na aplicação biomecânica é necessário quantificar e mensurar a força, de modo que uma definição mais apropriada para esse fim torna-se necessária. Kulig, Andrews e Hay (1984) em seu artigo “clássico” de revisão intitulado como “Curvas de Força” discutem o conceito de que a força de um músculo ou grupamento muscular é a magnitude da “variável força” que o sistema contrátil exerce sobre o sistema esquelético. Nesse entendimento, a força é vista como uma variável escalar, que pode mudar com o tempo. E nesse caso, não está associada somente com um estado particular da atividade muscular (repouso, contração isométrica, contração dinâmica). Nessa definição, a força máxima pode ser entendida como a magnitude da força máxima que um músculo pode exercer sobre o sistema esquelético no ponto de interesse, sob uma particular série de condições de exercício. Desse modo, a força máxima também depende do ambiente de exercício e descreve uma capacidade muscular para exercer força em uma dada situação ao longo do tempo.

Escolher uma definição ou outra vai depender daquilo que se pretende conhecer. Se o foco de estudo está na variação da força ao longo do ângulo articular, descrever a força máxima como uma variável escalar parece bem adequado. Se o interesse está no aumento de força após um programa de treinamento força, sem qualquer interesse na variação da força em dado tempo ou em dado momento articular, o conceito de 1RM or RMs (máximas repetições) podem ser interessantes e não são inapropriados.

4.1.2 Princípios do treinamento

As adaptações pretendidas no treinamento de força exigem programas de treinamento minuciosamente planejados, com atenção focada em diversas etapas tais como instrução adequada, definição de metas, prescrição correta das variáveis agudas do treinamento e inclusão de métodos de progressão atingindo áreas particulares de interesse (McARDLE, KATH e KATH, 1996; KRAEMER e RATAMES, 2004). Esse último diz respeito à manipulação das variáveis agudas que compõem a estrutura do programa (periodização), tais como intensidade, volume, frequência, velocidade, ordem dos exercícios e tipos de contração. Todos esses fatores podem variar de acordo com o objetivo, porém vários princípios de condicionamento fisiológico são comuns a todos eles. Assim, para a prescrição adequada dos exercícios que compõe um programa de treinamento de força, devem ser principalmente observados os Princípios de Sobrecarga, da Especificidade e das Diferenças Individuais (WEINECK, 1999). O princípio da Sobrecarga é aplicável em todos os tipos de população, inclusive ao incapacitado e paciente cardíaco. Ele postula que para ampliar o aprimoramento fisiológico e induzir uma resposta ao treinamento, o exercício deverá ser realizado com uma sobrecarga, a qual o indivíduo não está habituado (Figura 1).

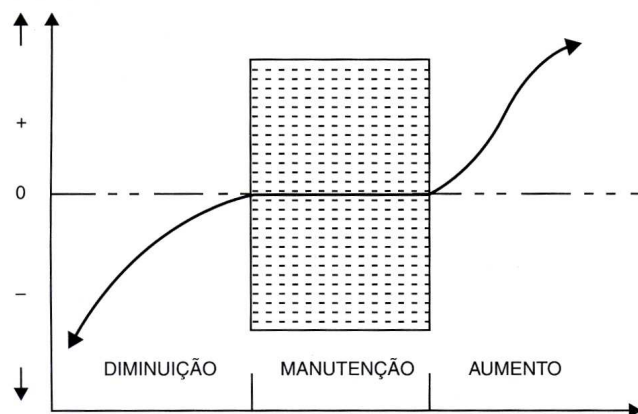


Figura 1 – Princípio da Sobrecarga para o desenvolvimento da força muscular (Extraído de Barbanti, 2002).

Existem diversas maneiras pelas quais a sobrecarga pode ser incorporada em um programa de treinamento de força, tais como: 1) a carga pode ser aumentada, 2) repetições

podem ser adicionadas, 3) velocidade de repetição pode ser alterada de acordo com objetivos, 4) períodos de descanso podem ser diminuídos, 5) volume (trabalho total representado pelo produto do número total de repetições realizadas e a resistência (carga) pode ser aumentado dentro de limites razoáveis, 6) quaisquer combinações dessas variáveis.

O Princípio da Especificidade dita que todas as adaptações que ocorrem durante o treinamento são específicas ao estímulo aplicado (DESCHENE e KRAEMER, 2002). As adaptações fisiológicas de um treinamento de força ocorrem conforme: 1) a ação muscular envolvida, 2) velocidade de movimento, 3) amplitude articular de movimento, 4) grupos musculares treinados, 5) sistemas de fornecimento de energia envolvidos, e 6) volume e intensidade de treinamento. Segundo Kawamori e Haff (2004), o padrão de transferência dos efeitos do treinamento é alto quando o exercício realizado no treinamento é mecanicamente (variáveis cinéticas e cinemáticas) específico ou similar ao desempenho esportivo ou não-esportivo que se deseja atingir. Nessa perspectiva, o estudo e a análise biomecânica dos movimentos têm grande importância na manutenção da especificidade e sobrecarga do treinamento. Análises biomecânicas de exercícios e equipamentos envolvidos nos programas podem, por exemplo: contribuir para redução de cargas excessivas ao sistema músculo-esquelético, possibilitar o desenvolvimento de programas de treinamento ótimos mediante a perfeição na relação estímulo-resposta, proporcionar adequação e desenvolvimento de equipamentos; além de possibilitar eficiência, saúde e eficácia nas tarefas realizadas (AMADIO, 2002). Embora esse seja um dos focos centrais do presente estudo, essa questão será discutida com detalhes mais tarde.

Em continuidade, um dos princípios que pode ser considerado como norteador para todos os outros é o Princípio da Individualidade. Em seu conceito clássico, o indivíduo é considerado como uma união entre o seu genótipo e seu fenótipo. Segundo Kraemer e Ratames (2004), no caso do treinamento de força, o “treinamento” por si só não induz a ganhos de força muscular e performance; é a magnitude do esforço individual e a estrutura sistemática de treinamento que determina os ganhos associadas ao treinamento de força. Uma das etapas mais importantes de programas individualizados diz respeito a **análises das necessidades**. Nessa etapa, algumas questões comuns são levantadas, como existência de dores ou desconfortos que podem limitar a intensidade de algum exercício, histórico de lesões e rotina de trabalho, apontamento de grupamentos musculares mais fracos, disponibilidade do indivíduo para prática de exercício, etc.

Num processo individualizado de prescrição de exercício, os resultados dos exames de saúde e testes de aptidão física que revelam o nível de capacidade física (testes de força, de flexibilidade, testes aeróbio e anaeróbios) devem ser analisados juntamente com as necessidades reveladas no questionamento e após metas do programa de treinamento podem e devem ser definidas. Em seguida, a escolha e variação das variáveis do programa como ação muscular e exercícios, intensidade, volume e repouso, velocidades e frequência devem estar de acordo com as metas definidas e com novas condições de aptidão conquistadas com o programa e sempre associadas com novas necessidades individuais. Repetidamente, a efetiva implementação do programa com base nas necessidades individuais e capacidades de cada indivíduo deve garantir que o Princípio da Individualidade esteja implícito durante todas as etapas de manutenção e progressão de qualquer programa.

Esses princípios devem ser aplicados a todos os tipos diferentes de treinamento de força, os quais devem variar seus estímulos alterando uma ou mais variáveis do programa. Assim, essa variação pode ser minuciosamente planejada, caracterizando o conceito de periodização.

4.1.3 Periodização

A variação entre o volume e intensidade dentro de ciclos de treinamento é chamada de periodização. Variações sistemáticas têm sido usadas como meio de alterar a intensidade e o volume do treinamento a fim de otimizar o desempenho e a recuperação (MATVEYEV, 1981; BAKER, WILSON e CARLTON, 1994; HERRICK e STONE, 1996). De maneira geral, o programa de treinamento é dividido em macrociclos (como seis meses, um ano, ou mais), os quais são subdivididos em mesociclos (como dois a três meses) e esses últimos em microciclos (como dias ou semanas). O uso da periodização não é limitado apenas para atletas de elite ou praticantes avançados, inclusive tem sido usado com sucesso como base de treinamento para indivíduos com diversos históricos e níveis de condicionamento físico, incluindo esportes recreacionais e, até mesmo, programas de reabilitação (FEES *et al.*, 1998). Conforme descrito, o planejamento dos ciclos de treinamento deve ser individualizado de acordo com os objetivos relacionados ou com desempenho prévio obtidos nos esportes, bem como idade, nível de experiência prévia, lesões, capacidade de adaptação, entre outros fatores.

Existe um grande debate a respeito do modo mais efetivo de planejar o treinamento de força em termos de manipulação de volume e intensidade a fim de maximizar as adaptações neurais e morfológicas. De acordo com Baker, Wilson e Carlton (1994), é possível destacar três métodos provenientes de escolas distintas de pensamentos, que são: 1) método de treinamento não-periodizado, 2) método de treinamento linear e 3) métodos de treinamento ondulatório.

O primeiro método de treinamento de força não periodizado defendido por Berber (1962) e O'Shea (1966) consiste da prescrição de exercícios sem variação de volume e intensidade. Usado comumente em pesquisas científicas originais por causa de sua praticidade de manipulação, esse método possui estrutura tipicamente caracterizada por três séries de seis repetições máximas, que significa o máximo número de repetições que pode ser realizada com determinada carga. Assim, seis repetições máximas (6RMs) referem-se à carga que pode ser levantada seis vezes com a técnica de execução adequada por toda a faixa de movimento e não mais do que seis repetições. De acordo com uma revisão realizada por Atha (1981), 6RMs representa uma carga ótima para o treinamento de força.

Ainda, o modelo clássico de periodização, conhecido como linear, é baseado no conceito de periodização de treinamento de Mateyev (1981). Esse modelo é caracterizado por uma grande volume de treinamento inicial sob moderada intensidade (5 X 10RM), com progressivo aumento na intensidade e gradual queda no volume até que o trabalho atinge um pico de intensidade sobre um típico ciclo de treinamento de 10-12 semanas. A Figura 2 representa graficamente esse modelo, o qual foi intitulado por Stone, O'Bryant e Garhammer (1981) de "modelo hipotético de periodização". Tem sido teorizado que períodos iniciais de alto volume dão ênfase nas adaptações neurais, e que posteriores aumentos na intensidade estimulam as adaptações morfológicas. Segundo Mateyev (1981), a periodização serve para modificar a intensidade de treinamento e o volume a fim de que o treinamento esteja em conformidade com o ciclo inato do praticante.

Em outras palavras, o treinamento deve ser leve quando uma pessoa está suscetível à fadiga e vulnerável a lesão e deve ser pesado quando ela está descansada e motivada. Fases de alto volume e baixa intensidade, no início de cada ciclo, são consideradas como maior fator de sucesso do modelo periodizado porque prepara o indivíduo atleta ou não atleta para tolerar melhor altas intensidades no próximo ciclo, aumentar capacidades aeróbias e alterar a composição corporal (KRAEMER *et al.*, 1997).

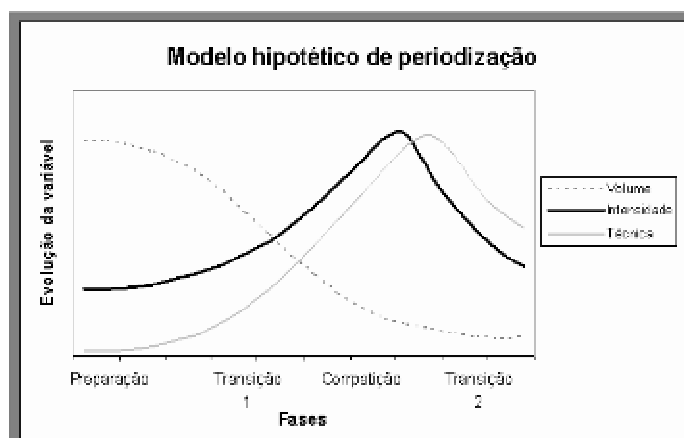


Figura 2 – Modelo de Periodização Linear, caracterizado por períodos iniciais de treinamento com alto volume e baixa intensidade, seguidos por períodos de alta intensidade e baixo volume (Adaptado de Stone, O’Byrant e Garhammer, 1981).

O método de periodização ondulatória, defendido por Poliquin (1988), é caracterizado por uma manipulação “ondulatória” de volume e intensidade entre ciclos de treinamento. POLIQUIN e KING (1992) postularam que curtos períodos de alto volume e moderada intensidade alternando com curtos períodos de alta intensidade e baixo volume (10 dias) poderiam oferecer uma melhor alternativa para intensificação do modelo linear. Para esses autores, programas de treinamento de força perdem sua eficácia depois de duas semanas devido à rápida adaptação corporal a um estímulo fixo e a variação do volume e intensidade pode levar o sistema neuromuscular a adaptar-se segundo as cargas de treinamento e evoluir mais rapidamente.

Comparações entre modelo clássico de treinamento para força e potência e modelo não periodizado têm sido feitas (STOWERS *et al.*, 1983; STONE, O’BYRYANT e GARHAMMER, 1981; WILLOUGHBY, 1993). Estes estudos têm mostrado que o modelo clássico de treinamento periodizado para força e potência é superior para aumentos de força máxima (1RM), potência no ciclismo e desempenho motor. Entretanto, um estudo realizado durante curto período tem mostrado melhoria similar no desempenho entre modelos periodizados e não periodizados (BAKER, WILSON e CARLSON, 1994). Não obstante, tem sido mostrado que longos períodos de treinamento (mais de quatro semanas) são necessários para evidenciar os benefícios do treinamento periodizado em comparação com treinamento não periodizado (WILLOUGHBY, 1993). A partir disso, os autores concluíram que ambos modelos são efetivos durante períodos curtos de treinamento, mas a variação é necessária para períodos mais longos.

4.1.4 Tipos de treinamento usados para ganhos em potência

Há na literatura um debate sobre o melhor tipo de treinamento de força para obtenção de potência muscular, sendo que entre os tipos de treinamento discutidos o treinamento de força máxima parece despertar algum interesse entre os autores. Em linhas gerais, os tipos de treinamento usados para melhoria da capacidade de produção de potência e que têm chamado atenção dos pesquisadores são a pliometria, o treinamento de resistência pesado (ênfase em ganhos de força máxima) e o treinamento do tipo explosivo (balístico) (KAWAMORI e HAFF, 2006).

A pliometria é uma forma de treinamento específico para incrementos de potência muscular, que consiste de contração excêntrica seguida por contração concêntrica. Nesse tipo de treinamento, são realizados vários saltos no mesmo local ou saltos e ressaltos a partir de uma altura fixa de modo que as características próprias de estiramento e recuo do músculo esquelético, bem como sua modulação por meio do reflexo de estiramento ou miotático sejam utilizadas (FLECK e KRAEMER, 1997). Essa fase de alongamento rápido no ciclo de estiramento-encurtamento facilita provavelmente um movimento mais poderoso considerado como capaz de aprimorar os benefícios de velocidade-potência dessa forma de treinamento (MCARDLE, KATH e KATH, 1996). Segundo Astrand *et al.*, (2006), a vantagem do treinamento pliométrico consiste em promover adaptações no sistema nervoso central (SNC) e no músculo. O autor explica que no próprio músculo, a alta tensão é um estímulo para o incremento de força e o estiramento imposto nas fibras musculares aumenta o comprimento delas, essa maior extensão, além de provavelmente aumentar a força, pode levar uma velocidade máxima de encurtamento mais alta. Deve-se considerar, no entanto que a aplicabilidade deste método de treinamento se dá em atletas de alto nível, pois pressupõe força bem desenvolvida e estruturas passivas devidamente preparadas, de modo que o alto risco de lesão constitui uma desvantagem.

Vários outros estudos têm encontrado melhoria na potência muscular após o treinamento resistido (com pesos livres) com cargas superiores a 80% com velocidades relativamente lentas de execução (BAKER, WILSON e CARLYON, 1994; NEWTON, 1996). Uma explicação para isso é baseada no princípio do tamanho que dita que é necessário utilizar altas cargas para recrutar completamente as unidades motoras de alto limiar. Entretanto, o efeito de um programa de treinamento de resistência pesado tem sido questionado pelo fato de

que este tipo de treinamento tende a aumentar mais a força máxima em movimentos com baixa velocidade do que aumentar outros componentes que contribuem para produção de potência. Em resumo, parece que treinamento de resistência pesado com baixas velocidades de movimento leva a melhoria do componente de força máxima da curva de potência, enquanto que no treinamento utilizando cargas leves a moderadas realizadas de modo explosivo aumenta a produção de força rápida.

Tem sido sugerido que treinamento de resistência pesado pode diminuir a potência a menos que seja acompanhado de movimentos explosivos (BOBBERT e VANSOEST, 1994). Por essa razão, alguns pesquisadores têm sugerido que a velocidade de movimento poderia ser aumentada por todo treinamento resistido pesado no qual a atual velocidade de movimento é baixa, mostrando que existe uma intenção de levantar o peso tão rápido quanto possível. Segundo Häkkinen e Komi (1985), esse modo de treinamento resultaria no aumento da taxa de desenvolvimento de força (TDF). A TDF é um importante fator que contribui para a produção de força explosiva e desempenho dinâmico, ao passo que alguns pesquisadores recomendam que intensidades relativamente altas deveriam ser usadas de modo explosivo para maximizar adaptações nesse parâmetro. Segundo Elliot, Wilson e Kerr (1989), o treinamento dinâmico de força com cargas pesadas apresenta grandes limitações, pois a carga externa pode exibir um grande período de aceleração o qual pode atingir até 52% do movimento concêntrico quando realizada numa maior velocidade no esforço de reproduzir a velocidade de movimento de uma específica atividade. Por essa razão, treinamento resistido do tipo explosivo ou treinamento balístico, o qual utiliza cargas relativamente leves (< 60-80% de 1RM) que são liberadas no final do movimento, tem sido utilizado como uma tentativa de solução desse problema. Nesse contexto, estudos utilizando cargas de 30% de 1RM foram conduzidos e mostraram-se mais eficientes para o desempenho de saltos verticais do que o treinamento tradicional com uso de exercício de agachamento com barra sobre os ombros (chamado *back squat*) ou do que com o uso de pliometria. Esses resultados indicam a importância de minimizar a fase de maior aceleração quando a força máxima ou potência máxima é o objetivo do treinamento.

Ainda que alguns investigadores mostrem que **treinamento** de força pesado é mais eficiente para produção de potência, a maioria dos pesquisadores ainda defende o uso de treinamento explosivo para melhorar a potência muscular e para o desempenho dinâmico. Apesar de que mais pesquisas sejam necessárias, parece que é um consenso entre os autores que a combinação de tipos de treinamento com periodização para maximizar o

desenvolvimento da potência e uma grande variedade de variáveis do desempenho (força, velocidade, habilidade) sem risco de lesão ou sobretreinamento (overtraining) seja crucial.

4.2 ADAPTAÇÕES AO TREINAMENTO DE FORÇA

O músculo esquelético é um tecido que possui a capacidade intrínseca de adaptar-se ao tipo de treinamento. A adaptação ocorre durante o crescimento normal e como resposta ao treinamento. Nessa sessão, temas como adaptações metabólicas musculares, neurais e que ocorrem nas relações força-comprimento e força-velocidade serão apresentadas de maneira não aprofundada, uma vez que não fazem parte do cerne da análise e investigação do atual estudo. Outras adaptações que ocorrem com o treinamento de força e de potência, como as adaptações cardiovasculares e energéticas, as moleculares e celulares, bem como as adaptações no sistema endócrino, não serão abordadas por escaparem em demasia do escopo do presente estudo.

4.2.1 Adaptações metabólicas musculares crônicas

As adaptações metabólicas musculares foram divididas em dois tópicos, o primeiro com enfoque nas alterações na ativação dos diferentes tipos de fibra e o segundo, nas alterações hipertróficas das fibras que ocorrem como resposta ao treinamento de força.

4.2.1.1 Tipos de fibras

O músculo esquelético humano é composto de uma combinação de diferentes tipos de fibras, sendo que com base na sensibilidade do pH da adenosina trifosfatase (ATPase)¹ os vários tipos de fibras podem ser classificados em sete, que são I, Ic, Iic, IIac, IIa, IIab e

¹ Enzima que tem como função a fragmentação do ATP em AMP e liberação de energia. O ATP é um nucleotídeo responsável pelo armazenamento de energia em suas ligações químicas. É conhecido como a moeda celular, ou seja, é uma forma conveniente de transportar energia. AMP é a forma mais simples do ADP (ASTRAND *et al.*, 2006).

Iib/Iix. As fibras tipo I apresentam um prolongado tempo de contração e velocidade máxima baixa. Em adição, essas contêm alta atividade mitocondrial, e um conteúdo maior de enzimas oxidativas do que as do tipo II. Essas outras, por sua vez, caracterizam-se por alta atividade da enzima ATPase e, conseqüentemente, na realização de curtas contrações isométricas. Também contêm maior número de enzimas que sustentam a regeneração da ATP por meio de mecanismos anaeróbios (JOHNSON *et al.*, 1973). A composição do tipo de fibra do músculo de um indivíduo exerce influência significativa nas características funcionais do músculo. Alta porcentagem de fibras tipo II predispõe para a força e ação explosiva, enquanto que alta porcentagem de fibras tipo I predispõe para atividades de resistência (MANION, 1999. CHEFFIN, ANDERSON e MARTIN, 2003). Segundo Astrand *et al.* (2006) existem 3 isoformas² de miosina de cabeça pesada (MHC), a forma lenta (MHCI) e as duas formas rápidas (MHCIIa e MHCIIb), sendo que os tipos de fibras I, IIa e IIb expressam MHCI, MHCIIa e MHCIIb, respectivamente.

A carga de treinamento selecionada irá influenciar a utilização do tipo de fibra, de modo que tipo I e tipo IIa são usadas para cargas leves e moderadas, enquanto que tipo IIab a IIb são ativadas para cargas acima de 60% de 1RM. Vários estudos demonstram ou inferem alterações das fibras tipo Iib/Iix para as fibras tipo IIa ou redução naquelas fibras que expressam isoformas MHC Iib/Iix após programa de treinamento de força de diferentes intensidades e duração quando determinado por procedimento histoquímico de coloração para ATPase (STARON *et al.*, 1990; PLOUTZ *et al.*, 1994), pelo conteúdo ou padrão de cadeia pesada de miosina (CAROOL *et al.*, 1998) ou empregando as duas técnicas (HIKIDA *et al.*, 2000). Com isso, tanto o aumento da porcentagem do tipo IIa como a diminuição das fibras Iib/Iix ocorrem simultaneamente e caracterizam uma adaptação ao treinamento de força. Já, a transição entre os tipos de fibras ocorre apenas entre os subtipos, sendo que ainda há pouquíssima evidência de que sob condições fisiológicas nos músculos humanos é possível ocorrer mudanças das fibras tipo II para tipo I durante prolongado treinamento resistido (TESCH e ALKNER, 2006).

4.2.1.2 Hipertrofia

Uma sessão de treinamento de força de alta intensidade produz rápido aumento de síntese protéica miofibrilar dos músculos exercitados (CHESLEY *et al.*, 1992). O aumento da

² Múltiplas formas da mesma proteína que possuem alguma diferença na sua seqüência de aminoácidos.

síntese protéica é acompanhado por aumento proporcionalmente menor na degradação protéica (BIOLO *et al.*, 1995). Isso reflete em um incremento do balanço protéico. A elevação da síntese protéica é aparentemente mediada pela tradução do RNAm³ (ASTRAND *et al.*, 2006). De acordo com Sale (2006), o incremento da síntese protéica manifesta-se pelo aumento tanto na área como no número miofibrilar, sem alteração da densidade do conjunto miofibrilar com sessões repetidas de treinamento de força; com os filamentos de actina e miosina sendo adicionados à periferia de cada miofibrila, criando miofibrilas sem alterar a densidade do conjunto de filamentos ou espaçamento das pontes cruzadas. Segundo esse autor, uma vez que o aumento na área total da fibra excede proporcionalmente o incremento médio na área miofibrilar, parece evidente que deva também ocorrer um aumento no número de miofibrilas.

A área da fibra aumenta em proporção direta à elevação no tamanho e no número miofibrilar, sendo que a magnitude desse aumento varia consideravelmente dependendo de inúmeros fatores, que incluem a capacidade de respostas dos indivíduos ao treinamento, a intensidade e a duração do programa de treinamento, assim como o nível de aptidão física inicial do indivíduo (SALE, 2006). Esse aumento da área da fibra ocorre nos dois tipos de fibras; no entanto a maioria dos estudos indica que a maior hipertrofia relativa ocorre nas fibras tipo II (STARON, 1990; ASTRAND, 2006). Na medida em que todos os tipos de fibras parecem ser ativados durante o desempenho de contrações máximas ou próximas das máximas, a maior hipertrofia das fibras do tipo II, pode refletir maior envolvimento relativo dessas unidades de limiar elevado do que normalmente ocorreria nas atividades da vida diária.

4.2.2 Adaptações neurais ao treinamento de força

O desempenho de força representa o produto de uma parceria entre os músculos e o sistema nervoso (SN) (KANDEL, SCHWARTZ, JESSEL, 2000). Assim, pode-se dizer de forma simplista que o aumento de força observado em um programa de treinamento pode ser resultado de alterações nos músculos e/ou no sistema nervoso. Considerando que o

³ Tradução em genética representa um processo de conversão de uma molécula ou sequência nucleotídica (DNA ou RNA) em uma molécula ou sequência polipeptídica (proteína). O RNAm é um composto rico em energia que é responsável pela transferência de informação do DNA até ao local de síntese de proteínas, na célula. O DNA é um composto orgânico cujas moléculas contêm as instruções genéticas que coordenam o desenvolvimento e funcionamento de todos os seres vivos e alguns vírus.

desempenho de força representa um ato motor que estimula o sistema nervoso, há pelo menos três desafios existentes: ativar completamente os músculos motores primários (agonistas) e ativar adequadamente os músculos que auxiliam o movimento (sinergistas) bem como os músculos que se opõe à ação dos agonistas (antagonistas). Esses desafios devem responder a um *feedback* sensorial dos músculos e a das articulações, agindo como reflexos ou percepção consciente. Os estímulos ainda podem variar de acordo com a complexidade da ação, de modo que o objetivo do treinamento é ao confrontar-se com esses estímulos gerar mais força ou taxa de produção de força durante determinado movimento. As alterações induzidas pelo treinamento do SN, referidas como adaptações neuromusculares, são mais importantes nas primeiras semanas de qualquer programa de treinamento, entretanto em qualquer momento durante o curso do treinamento novas adaptações neuromusculares podem ocorrer (KRAEMER e RATAMES, 2001). Nessa sessão, as principais adaptações neuromusculares serão apresentadas de maneira sintetizada.

4.2.2.1 Incremento da ativação dos agonistas

A divisão funcional do músculo em unidades musculares de trabalho separadas (fibras musculares de uma unidade motora - UM), que podem ser recrutadas seqüencialmente, e a taxa de disparo da força em cada uma delas representam dois mecanismos mais ou menos paralelos de regulação da força muscular utilizada pelo SNC (NIGG e HERZOG, 1994). Conceitualmente, há autores que consideram o **recrutamento** seqüencial de unidades motoras progressivamente maiores como o mecanismo básico da regulação da força. A magnitude da força por meio da ativação de uma nova unidade motora depende do tipo e do número de fibras que ela inerva (NIGG e HERZOG, 1994; WINTER, 2005). No entanto, do ponto de vista do controle neural, se o recrutamento adicional de unidades motoras fosse o único mecanismo regulador, um aumento incompatível de força com a tarefa motora poderia ocorrer. Todavia, a força também é modulada em seu padrão de ativação (**freqüência de disparo**) de forma a produzir a resposta desejada (KANDEL, SCHWARTZ e JESSELITANI, 1992). O princípio do recrutamento ordenadamente normal de unidades motoras (princípio do tamanho) dita que tanto nas contrações voluntárias quanto nas reflexas, unidades motoras pequenas de contração lenta são recrutadas primeiramente em atividades com baixa exigência

de força, em frequência relativamente baixa. Quando se exige força adicional, unidades motoras com limiares mais altos, compostas por grande número de fibras musculares, são gradualmente recrutadas.

Estudos realizados com eletromiografia de superfície (EMG) traçaram o padrão de descarga e a ordem de recrutamento de uma unidade motora em contrações voluntárias do músculo tibial anterior humano (HANNERZ, 1974). Esses estudos demonstraram que o padrão de recrutamento, de acordo com o princípio de tamanho parece ser o básico, ao menos em contrações concêntricas e isométricas em níveis de força crescente e em músculos monofuncionais. Não obstante, outros estudos alertam para o fato de que os músculos podem exibir diferentes ordens de recrutamento de unidades motoras (GARNETT e STEPHENS, 1981), como por exemplo, durante uso de ações balísticas em treinamento específico de potência, em que UMs maiores, geralmente, são recrutadas primeiro. Segundo Astrand *et al.* (2006) isso pode ser resultado de dependências específicas de tarefas, que por sua vez são conseqüências dos geradores de padrão central da medula espinal e certamente dos níveis mais altos do SNC. Para esse autor, esses centros superiores podem selecionar antecipadamente a ordem de recrutamento apropriada para uma tarefa aprendida, e a interação contínua dos comandos centrais com a resposta sensorial pode modificar o número de unidades motoras recrutadas e a sua frequência de contração.

Outra questão importante, é que há uma correlação direta entre o tamanho da unidade motora, medida pela sua força de contração, e o tamanho do motoneurônio, medido pela velocidade de condução no seu axônio ou pelo seu limiar de força (STEIN, 1974). Por intermédio dessa relação, podem os menores motoneurônios, com unidades motoras de baixo limiar que inervam pequenas unidades musculares com baixa produção de força, serem os primeiros a serem recrutados na maioria dos movimentos. Existem evidências, no entanto, de que determinados neurônios exercem um efeito trófico ou estimulante sobre as fibras musculares por eles inervados, de maneira que modulam as propriedades da fibra e a resposta adaptativa ao estímulo motor.

Dependendo do tipo de treinamento realizado, possíveis adaptações neurais podem ocorrer. No caso de treinamento de força com ênfase na produção de força máxima ou potência, as melhorias da função neural referem-se ao aumento do recrutamento motor, inclusive de UMs que inervam fibras de alto limiar (tipo II), aumento na taxa de disparo e a melhoria de sincronização. Especificamente quando o objetivo do treinamento é contrair o músculo na máxima velocidade possível, as UMs começam a disparar em uma frequência

muito elevada no início, seguida por rápido declínio. O aumento da **taxa de desenvolvimento de força** (TDF) representa o efeito da elevada frequência de disparo inicial e pode aumentar caso o treinamento também eleve a frequência de disparo de pico no início das contrações realizadas (MORITANI, 1993; TAN, 1999). Em resumo, maior recrutamento de unidades motoras de alto limiar, aumento da frequência de disparo e aumento da TDF são fatores principais que podem incrementar a ativação muscular decorrentes do treinamento de força.

4.2.2.2 Ativação dos sinergistas

Os músculos que contribuem para um movimento são sinergistas (JAMISON e CALDWELL, 1993). Essa definição abrange que tanto os agonistas fixadores como os antagonistas sejam qualificados como sinergistas. Logo, todos os músculos engajados no desempenho de determinada tarefa de força agem como sinergistas. Além disso, a melhoria da colaboração de unidades motoras pode ser produzida, também por meio da melhor sincronização de unidades motoras sinergistas e decréscimo da atividade antagonista (MORITANI, 1993; VAZ *et al.*, 1996). Entretanto, uma definição mais restrita define sinergista como grupo separado de músculos agonistas, compartimento dentro de um músculo ou subpopulação de unidades motoras em um músculo que agem conjuntamente para realizar uma função. Como exemplo, o bíceps, o braquial e o braquiorradial são agonistas da flexão de cotovelo, e cada um é considerado sinergista dos outros dois; no entanto sua ativação relativa pode variar dependendo da ação realizada. Um dos aspectos da coordenação entre UMs ativas é que fibras musculares de algumas UMs podem ser mais estrategicamente requisitadas a produzir força em determinada ação.

Além disso, a força coletiva depende das conexões seriais e paralelas entre as fibras musculares (SHEARD, 2000). No desempenho da força, o objetivo da ativação ou coordenação apropriada dos sinergistas é o desenvolvimento da maior força possível em direção ao movimento requerido. Diversos estudos têm sugerido que o treinamento potencializa a coordenação por adaptações neurais, sendo que essa especialidade pode estar relacionada ao padrão de movimento, ao tipo de ação muscular, e a velocidade empregada ao treinamento (SALE e MACDOUGAL, 1981). Uma manifestação geral de especificidade é o aumento muito maior de força quando o teste de força é idêntico ao exercício do treinamento

e vice-versa. Segundo Laidlaw *et al.* (2000), raramente essa especificidade não é observada, entretanto quando o treinamento causa grande aumento de força específica pode ser capaz de aumentar sua força em um teste não-específico do mesmo grupo muscular (SALE, MARTIN, e MOROZ, 1992).

4.2.2.3 Co-ativação de antagonistas

A contração dos agonistas pode ser associada à contração dos antagonistas (músculos que produzem força e movimento da direção oposta), referidas como co-ativação. Vários fatores afetam a presença e a magnitude da co-ativação antagonista; além de seus efeitos opostos (aos agonistas), tais como área de secção transversa fisiológica (ASTF), distância perpendicular dos músculos, velocidade, tipo de ação muscular, intensidade de esforço e nível de lesão. A adaptação neural na forma de menor co-ativação pode contribuir para o aumento da força (torque total na articulação). No entanto, a manutenção do equilíbrio entre ativações agonistas e antagonistas pode ser o fator mais importante para a estabilidade articular quando a força que age em torno das articulações aumenta durante o treinamento. Em termos de ativação muscular, dois padrões têm sido observados em estudo longitudinais de treinamento. Primeiro, o decréscimo da ativação antagonista absoluta (HÄKKINEN *et al.*, 2000); segundo, ausência de alteração na ativação antagonista absoluta, mas aumento da ativação dos agonistas, reduzindo a taxa de ativação antagonista-agonista (HÄKKINEN *et al.*, 2001). A questão colocada pelos autores é que mesmo se o treinamento exclusivo não resultar em alteração na co-ativação antagonista, o torque oposto oferecido pelos antagonistas, relativo ao aumento do torque agonista, pode ser reduzido devido às adaptações não neurais (como a hipertrofia) dos agonistas.

A partir dessa perspectiva, percebe-se que ganha força o argumento de Sale (2006) de que em eventos de treinamento exclusivo de agonistas, a co-ativação antagonista deveria aumentar para manter o equilíbrio articular. Assim, é recomendado a realização de treinamento igualmente distribuído entre agonistas e antagonista para que a estabilidade articular possa ser preservada (AAGAART *et al.*, 1996).

4.2.2.4 Interações entre adaptações neurais e musculares

Estudos de revisão em treinamento de força corroboram com o “clássico” estudo de Moritani e de Vries (1979) que quantificou as contribuições neurais e musculares, além de traçar o período de tempo em que essas adaptações ocorrem. Os resultados encontrados nesse e em outros estudos são resumidos na Figura 3.

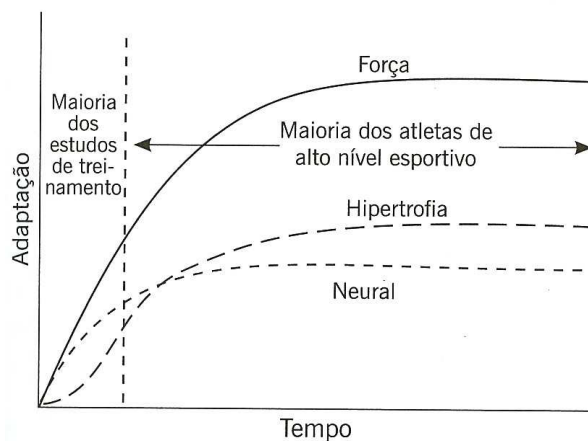


Figura 3 - Papel relativo da adaptação neural e muscular ao treinamento de força. No início do treinamento, ocorre predominância da adaptação neural. Em fases intermediárias e avançadas, o progresso é limitado à magnitude da adaptação muscular que pode ser atingida (Figura extraída de Komi, 2006).

As adaptações neurais predominam no início do programa de treinamento e, posteriormente, quando as adaptações neurais alcançam um platô, as adaptações musculares (hipertrofia) assumem maior importância no desenvolvimento da força. Eventualmente, as adaptações a qualquer tipo de estímulo alcançam um limite e o aumento na força é interrompido - ocorre um platô no desempenho da força. Para Häkkinen *et al* (1991) e Deschenes e Kraemer (2002) nesse estágio, o treinamento induz pouca ou nenhuma melhoria adicional em indivíduos altamente treinados. Alguns estudos sugerem que em alguns indivíduos fisicamente ativos que permanecem algum período nesse platô, o treinamento reduzido, mais do que o aumento incrementa a força, a ativação neural e provavelmente o tamanho muscular (TRAPPE, COSTIL e THOMAS, 2000; DESCHENES E KRAEMER, 2002). O período e a magnitude do tempo das contribuições neurais e musculares podem ser afetados pelos estímulos neuromusculares impostos pelo treinamento. Na realidade, as adaptações musculares podem ser induzidas pela primeira sessão de treinamento em indivíduos ativos, pois ocorrerá lesão da fibra muscular (GIBALA *et al.*, 2000) seguida de

síntese e degradação protéica, o que promoverá, por sua vez, ganho protéico miofibrilar (PHILLIPS, 2000). Entretanto, a pergunta que os pesquisadores têm-se feito é quão rapidamente este ganho irá resultar em aumento mensurável de fibra muscular e contribuir para o aumento de força. Como resposta, uma revisão de vários estudos sugere que cerca de seis semanas de treinamento são necessárias para induzir aumentos significativos na área da fibra (PHILLIPS, 2000).

Outra idéia presente e que deve ser comentada diz respeito ao fato de a hipertrofia pode não ser a única adaptação muscular capaz de contribuir para o aumento de força. Há indícios de que o aumento da tensão específica das fibras musculares (força por unidade de área de secção transversa) pode gerar aumento de força, sem hipertrofia (PHILLIPS, 2000). Ademais, o treinamento em um determinado comprimento muscular ou ângulo articular poderia aumentar (ou diminuir) a força nessa amplitude articular pela alteração do comprimento da fibra muscular (adição ou subtração de sarcômeros) em maior extensão do que a área da fibra ou a ativação neural (Herzog e Ait-Haddou, 2006). O conhecimento a cerca das adaptações neurais e crônicas esbarrou durante muito tempo em questões de ordem metodológica, sobretudo com respeito aos equipamentos usados para coleta de dados. Primeiramente, as adaptações foram simplesmente inferidas devido à ausência de adaptações musculares que explicassem o aumento da força, e em seguida o acúmulo de inúmeros estudos com EMG passaram a indicar aumentos de ativação muscular de músculos superficiais. O desenvolvimento de técnica de imagem de ressonância magnética para monitorar a ativação muscular tem permitido o estudo de músculos inacessíveis pela EMG e podem produzir novas descobertas.

4.2.3 Propriedades musculares de produção de força

4.2.3.1 Relação força-comprimento

A capacidade de produção de força isométrica de um músculo depende do seu comprimento, ou de modo mais preciso, depende do comprimento atual das fibras musculares e de seus sarcômeros constituintes. De acordo com Herzog e Ait-Haddou (2006), a relação força-comprimento (F-C) representa uma relação estática discreta e não deveria ser

representada, ou suposta, como uma propriedade contínua, como normalmente é feito. Há dados de que Gordon, Huxley e Julian (1966), foram os primeiros a descrever as propriedades F-C em fibras isoladas de músculos esqueléticos de sapos utilizando um método de clampe do sarcômero para manter um pequeno segmento próximo à metade da fibra em que o comprimento constante (isométrico).

Em seus estudos, foi confirmada a presença do chamado “comprimento ótimo” ou região de platô, com limites entre 2,05 e 2,20 μm , onde a força máxima foi atingida; de um declínio da força abaixo desse platô (braço ascendente), o qual foi mais íngreme em comprimentos de sarcômero entre 1,65 e 1,70 μm , e de uma queda linear da tensão isométrica a partir de 2,25 μm , atingindo zero em 3,65 μm (braço descendente) (Figura 4).

Uma das explicações dada pelos autores para queda de força em comprimentos mais curtos é que quando um filamento de actina entra na região de pontes cruzadas, na metade oposta do sarcômero, ele pode interferir na ciclagem da própria ponte cruzada naquela região. Outra possível explicação é que a distância aumentada entre filamentos de actina e miosina enquanto o músculo se encurta e se torna mais espesso interfere no desenvolvimento da força (HUXLEY e HANSON, 1954; HUXLEY e SIMMONS, 1971).

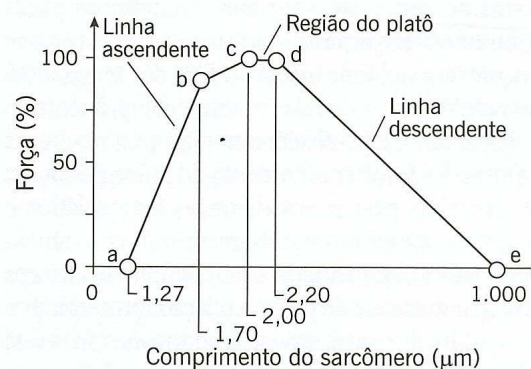


Figura 4 - Relação força-comprimento (F-C) “sarcômero” inicialmente obtida por Gordon *et al.*, (1996) para fibras isoladas intactas de rã (Adaptada de Granzier *et al.*, 1992)

Nos experimentos de Gordon, Huxley e Julian (1966), em todos os casos, o nível de força contrátil isométrica obtida foi relacionada com a extensão da sobreposição entre os filamentos finos e grossos no sarcômero. Essa relação deu suporte à teoria das pontes

cruzadas introduzida por Huxley e Niedergerke (1957). Posteriormente, Keurs, Iwazumi e Pollack (1978) construíram a relação força-comprimento a partir de medidas de tensão e comprimento realizadas no platô e observaram que a tensão foi independente do comprimento do sarcômero entre 1,9 e 2,6 μm e declinou no máximo 50% em 3,4 μm . Contrário aos resultados de Gordon, Huxley e Julian (1966), esses resultados não foram reconciliados com o modelo de geração de força das pontes cruzadas. Granzier Akster, e terKeurs (1991) verificaram os efeitos do comprimento dos filamentos finos em tipos de fibra lenta e rápida na relação força-comprimento de sarcômeros de músculos esqueléticos de peixe, usando correlações entre curvas teóricas, construídas a partir dos pressupostos de Gorgon, Huxley e Julian (1966) e outras construídas experimentalmente. Os autores encontraram diferenças no comprimento do filamento fino entre os tipos de fibra, sendo que as fibras lentas apresentaram maiores comprimentos, mas ambas mostram uma relação linear na parte descendente da relação força comprimento. O estudo mostrou que diferenças no comprimento podem definir justamente mudança nas curvas de força-comprimento e comprovou a teoria de Huxley e Niedergerke (1957). Herzog *et al.*(1992) determinaram o comprimento de filamentos finos e grossos de gatos, derivaram as propriedades força-comprimento do sarcômero correspondente, usando a teoria das pontes cruzadas, compararam com outros animais e ainda correlacionaram com músculos inteiros de gatos. Em todas as comparações com relações construídas a partir de miofibrilas, os autores verificaram que as mudanças na região do platô e na fase descendente são determinadas pelo comprimento dos miofilamentos finos. Por outro lado, quando comparações foram realizadas com músculos inteiros de gatos, os resultados foram considerados pelos próprios autores do trabalho como difíceis de conciliar com a teoria das pontes de cruzadas e os mesmos sugeriram que estruturas passivas podem ter influenciado os resultados.

É aceito o conhecimento de que as relações F-C do músculo total são diferentes daquelas de fibras isoladas e de sarcômeros “clampeados”, presumivelmente devido à variedade de comprimento de sarcômeros e a não uniformidade do comprimento médio do sarcômero (HERZOG e terKEURS, 1988). Além disso, relação F-C não depende somente das fibras contráteis, mas também do tecido elástico e fibroso (força passiva) (ASTRAND *et al.*, 2006). De acordo com RASSIER, MACINTOSCH e HERZOG (1999), a força passiva começa agir em diferentes comprimentos musculares, ou seja, em alguns músculos, a força passiva exerce grande influência em comprimento de curta extensão, como a região de platô;

em outros, a força passiva substancial manifesta-se somente na amplitude média ou final do “braço” descendente da curva de relação força-comprimento.

4.2.3.2 Relação força-velocidade

O músculo possui a capacidade inerente de ajustar a sua força de modo que se adapte precisamente à carga durante o encurtamento. Essa propriedade distingue o músculo de um elemento elástico simples e é baseada no fato de que a força ativa continuamente se ajusta à velocidade em que o sistema contrátil se move. Desse modo, quando a carga é pequena a força ativa pode tornar-se correspondentemente pequena pelo aumento apropriado da velocidade de encurtamento. Inversamente, diante de alta carga, o músculo incrementa a força ativa em mesmo nível, reduzindo a velocidade de encurtamento de modo suficiente. Fenn e Marsh (1935) foram os primeiros que demonstraram a existência de determinada relação entre força ativa e velocidade de encurtamento nos músculos sartório de rã e gastrocnêmio de gato completamente isolados. Esses autores concluíram que quando a velocidade de encurtamento aumenta, a força diminui de modo não linear e exponencial; um comportamento cuja origem foi associada a processos de desenvolvimento de energia extra para o trabalho de encurtamento. Hill (1938) caracterizou a relação força-velocidade e enfatizou a importância desse parâmetro no estudo da função muscular. Além disso, demonstrou que essa relação apresenta forma hiperbólica e forneceu uma fórmula geral para sua descrição. A curva clássica que descreve esse efeito é chamada de curva força-velocidade (F-V). A relação F-V define a força máxima de um músculo em determinado comprimento (caracteristicamente ótimo) em função da velocidade de contração. Da mesma forma que a relação F-C, a relação F-V é uma propriedade discreta e não contínua.

Posteriormente, experimentos com fibras musculares isoladas (EDMAN *et al.*, 1976, EDMAN, 1988) demonstraram que a curva de força-velocidade possui uma forma mais complexa de que observada no músculo total. A relação força-velocidade possui duas diferentes curvaturas, cada uma com concavidade ascendente. As duas curvaturas estão localizadas em ambos os lados de um ponto de quebra próximo a 75% da força isométrica máxima. Quando a sobrecarga excede a força máxima, o músculo começa alongar (ação excêntrica), conforme mostra a Figura 5. Segundo Herzog e Ait-Haddou (2006) essa relação F-V é a base de muitos modelos musculares e foi estabelecida a partir de eletroestimulação

constante em amostras musculares (fibras). No entanto, para contrações voluntárias, a propriedade F-V parece diferir consideravelmente daquela do músculo eletricamente estimulado. A região de encurtamento é similar em ambos os casos; contudo, no alongamento, o desenvolvimento da força com aumento da velocidade é quase inexistente nas contrações voluntárias (WESTING, SEGER e THORSTENSSON, 1990), caracterizando uma região plana na curva F-V em torno da força máxima, quando o músculo está em repouso (Figura 5).

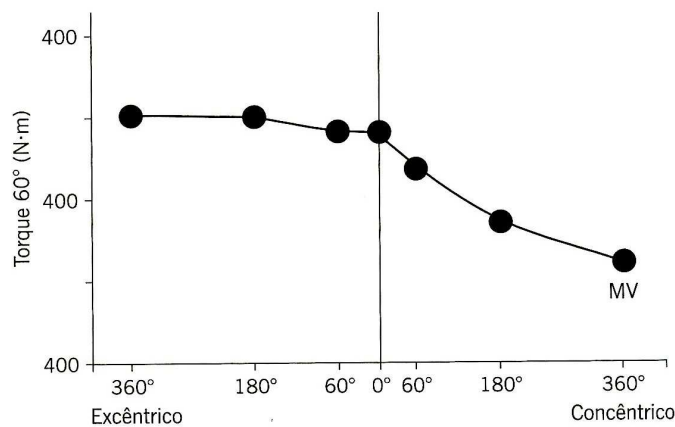


Figura 5 - Relação torque-velocidade angular dos músculos extensores do joelho humano em esforço voluntário máximo (Figura extraída de Komi, 2006)

Segundo Edman (2006), essa região plana promove estabilidade no sistema contrátil e previne o alongamento inapropriado do músculo em situações em que a sobrecarga é subitamente elevada acima do nível isométrico. Ao contrário da capacidade da fibra de produzir força, a velocidade máxima de encurtamento não depende do número de pontes cruzadas e sim da velocidade de ciclagem das pontes cruzadas. Em acordo, alguns estudos têm mostrado boas correlações entre taxa máxima de hidrólise de ATP e a velocidade máxima de encurtamento (EDMAN *et al.*, 1988). Conseqüentemente, a predominância de um tipo particular de fibra pode determinar o quanto um músculo irá adquirir propriedades rápidas ou lentas, de modo que vários músculos do corpo humano diferem consideravelmente em sua velocidade máxima de encurtamento, podendo essa variação inclusive ser expressa em regiões do mesmo músculo (EDMAN, 2006).

4.2.3.3 Aplicação prática e adaptação das propriedades musculares

Existem grande dificuldades na tentativa de aplicar o conhecimento geral das propriedades de força muscular ao movimento humano ou na otimização do desempenho esportivo. Grande parte dessa dificuldade pode estar associada com a falta de medida direta das propriedades musculares do humano *in vivo*. No entanto, segundo Herzog e Ait-Haddou (2006), as propriedades musculares individuais não são importantes para a predição do desempenho esportivo ou para recomendação do treinamento como um todo. Como alternativa, as curvas de força modeladas inicialmente por Kulig, Andrews e Hay (1984) podem ser usadas por descreverem a relação das forças ou momentos em função dos ângulos articulares e representam melhor as necessidades de função muscular *in vivo* do que qualquer relação obtida por meio de estimulação artificial em preparações musculares isoladas.

Como aplicação prática das propriedades de produção de força, pode-se citar o desempenho em eventos como lançamento de disco ou dardo, corrida de velocidade, ciclismo, os quais dependem da produção de potência. De acordo Herzog e Ait-Haddou (2006), caso se queira maximizar a produção de potência de um músculo em encurtamento, o músculo deve estar em comprimento ótimo e encurtar em velocidade de aproximadamente 31% de sua velocidade máxima. No entanto, dependendo da modalidade, a aplicação direta torna-se mais difícil. Por exemplo, no ciclismo, para otimizar o comprimento muscular para a tarefa de pedalar a geometria da bicicleta (altura do *selin*, comprimento do pé-de-vela) pode ser ajustada e para otimizar a velocidade de contração objetivando a potência muscular, o raio da engrenagem pode ser modificado. A questão aqui é que essa análise teórica não ocorre sem dificuldades, pois o raio da engrenagem, e, portanto, a velocidade de encurtamento muscular também depende da distribuição do tipo de fibra específico do praticante. De acordo com Herzog e Ait-Haddou (2006), aquele que tiver maior quantidade de fibras de contração rápida nos principais músculos atuantes no ciclismo alcançará maior potência em maior velocidade absoluta de encurtamento muscular do que aquele que tiver maior predominância de fibras de contração lenta; logo, o raio da engrenagem deve ser menor para o primeiro, a fim de que a frequência de pedaladas seja maior do que o praticante com mais fibras rápidas.

De acordo com Herzog e Ait-Haddou (2006), as alterações associadas às adaptações das propriedades funcionais musculares em função do treinamento crônico não têm sido sistematicamente estudadas. Por essa razão, o presente estudo focará a discussão em torno do clássico estudo desenvolvido por Herzog *et al.* (1991), em que as propriedades força-

comprimento do músculo reto femoral de ciclistas e corredores apresentaram características opostas frente a diferentes tarefas motoras repetidas no tempo (Figura 6).



Figura 6 - Resumo esquemático dos resultados de força-comprimento do músculo reto femoral de ciclistas e corredores de elite. Os corredores parecem usar o reto femoral no braço ascendente, enquanto os ciclistas no braço descendente. Figura adaptada de Herzog *et al.*, (1991)

O principal resultado do estudo de Herzog *et al* (1991) foi que em corredores a relação F-C apresentou inclinação positiva (braço ascendente da relação F-C), enquanto em ciclistas, inclinação negativa (braço descendente da relação F-C). Essa adaptação foi associada ao fato de que na corrida o reto femoral é submetido ao ciclo alongamento-encurtamento ativo e com maiores forças sendo necessárias em comprimento maiores, enquanto que no ciclismo, o reto femoral, é submetido ao encurtamento ativo e maiores forças são necessárias em comprimentos musculares menores. Uma das justificativas para explicar tais diferenças entre a relação F-C de corredores e ciclistas é a existência de uma adaptação dos sarcômeros dispostos em série no reto femoral dos corredores.

Tem sido postulado que ao possuir mais sarcômeros em séries para determinado músculo e comprimento de fibra, o comprimento médio dos sarcômeros para corredores possivelmente seja menor que dos ciclistas, fazendo com que o reto femoral dos corredores trabalhe predominantemente no braço ascendente da curva F-C (Herzog *et al.*, 1991). Do ponto de vista da aplicação desses resultados, fica a idéia de que, por exemplo, um triatleta nunca correrá tão rápido como um atleta igualmente talentoso que treina a mesma quantidade, porém enfatiza a corrida (ou ciclismo), uma vez que os músculos possuem capacidade de adaptarem-se especificamente a tarefa realizada.

De acordo com Herzog e Ait-Haddou (2006) existem várias possibilidades de aplicação da pesquisa muscular, das propriedades musculares, bem como adaptação muscular relacionada ao treinamento e ao desempenho esportivo. Nesse ensaio teórico, foi notada a carência sem justificativa de considerações musculares no desempenho esportivo ou no treinamento de atletas e não atletas. Infelizmente, o que se observa é um avanço da ciência do esporte sem muita consideração à mecânica muscular.

4.3 IMPLEMENTOS MECÂNICOS E FATORES BIOMECÂNICOS INTERVENIENTES NOS EXERCÍCIOS DE FORÇA

Nessa sessão o conceito e a aplicação de torque de resistência e de outros fatores mecânicos que interferem na produção de força durante os exercícios, como distância perpendicular e efeitos inerciais oriundos da aceleração serão abordadas. Ademais, a resistência elástica como implemento mecânico que pode produzir maiores ganhos de força durante a realização de exercício dinâmico será apresentada e sua aplicação dentro do contexto de treinamento de força será introduzida por meio de estudos realizados no campo do treinamento de força.

4.3.1 Torque de resistência

O reconhecimento do treinamento de força como um componente importante de um programa de condicionamento físico, bem estar e saúde (*American College of Sports Medicine, 2002*), resultou na grande adesão de pessoas, com idades e perfis diferentes a programas de treinamento de força desenvolvidos nos setores de musculação de academias e clubes esportivos. Essa expansão da prática do treinamento de força fomentou a indústria especializada e gerou progresso nos implementos mecânicos que auxiliam na produção do estímulo externo ou carga externa necessária às demandas musculares.

Esses vão desde pesos livres (halteres, caneleiras, barras e anilhas), resistências elásticas (bandas, borrachas e molas), máquinas (equipamentos com roldanas e/ou barras transmissoras de torque) até acessórios para o meio líquido (nadadeiras, palmares e

flutuadores) (LOSS e CANDOTTI, 2009). Explicando com simplicidade extrema, a carga produzida pelos implementos mecânicos atua externamente ao corpo humano por meio de um sistema de alavancas, em que uma força externa é aplicada por meio de um “braço de alavanca” ou braço de momento, em torno de um eixo, causando “efeito rotatório” ou torque (MCGINNIS, 2002). Esse torque é chamado de torque externo (TE) e pode ser quantificado por meio do produto entre a carga externa (força externa) e sua respectiva distância perpendicular. Por definição, o TE compõe de maneira importante o torque de resistência (TR), o qual considera também o braço de momento e a força peso do segmento humano em contato com os implementos mecânicos durante os exercícios.

A distância perpendicular (braço de momento) é definida como sendo a distância entre a linha de ação de uma força e o eixo de rotação (WINTER, 2005). A análise do comportamento do TR durante um exercício pode indicar se o estímulo externo produzido por determinado implemento está adequado à capacidade de produção de força de determinado da musculatura envolvida (BINI *et al.*, 2007).

4.3.2 Máquinas e curvas de força

Dentre os equipamentos projetados para fornecerem resistência externa ao praticante, pesos livres e máquinas de musculação ganham um lugar de destaque no âmbito do treinamento de força. As máquinas podem ter sua força originada eletromagneticamente, de forma pneumática (hidráulica), ou ainda por meio da coluna de pesos mortos.

As mais usuais, que utilizam coluna de pesos, podem ser classificadas em dois grandes grupos: aquelas que transmitem força, e aquelas que transmitem torque. As transmissoras de força, caracterizadas por não possuírem estruturas rígidas que giram em torno de eixos fixos, transmitem a força da coluna de pesos por meio de cabos e roldanas até o segmento humano (LOSS e CANDOTTI, 2009) (Figura 7a). Esse tipo de máquina pode possuir roldanas chamadas de simétricas, cuja função é mudar a direção de atuação de uma determinada força. Apesar disso, dependendo da configuração do sistema de roldanas, é possível dividir a resistência fornecida pela máquina entre os segmentos humanos em movimento ou até mesmo multiplicar as forças envolvidas. As máquinas transmissoras de torque são caracterizadas por terem uma estrutura rígida entre a coluna de peso morto da

máquina e o segmento móvel humano. Além disso, máquinas transmissoras de torque podem possuir um mecanismo de giro chamado de polia, que se movimenta em conjunto com a estrutura rígida em contato com o corpo humano e a carga externa (na coluna de peso morto). As polias podem ainda ser do tipo simétrica ou assimétrica. Na primeira, a distância perpendicular formada entre a linha de ação da carga externa (mesma direção do cabo da máquina) e o eixo de rotação, não varia durante as rotações, e, portanto, não há mudanças no torque oferecido por esse sistema. Por outro lado, as polias assimétricas mudam o torque oferecido pelo sistema por meio da variação da distância perpendicular da carga externa das máquinas (Figura 2b), podendo aumentar ou diminuir o torque externo.

a)



b)



Figura 7 - a) Típico aparelho de Tríceps Pulley, caracterizado por transmitir força direto da coluna de pesos para membros inferiores com auxílio de um apoio para mãos; b) Cadeira extensora padrão, caracterizada por transmitir torque por meio de um sistema de roldana assimétrica

Características estruturais das máquinas de musculação, especialmente o desenvolvimento das chamadas polias assimétricas, também chamadas *cam*, estão entre os temas de estudo e de aplicação no contexto do treinamento de força. Nesse contexto, a principal variável manipulada durante a prescrição de exercícios resistidos tem sido a força do peso das anilhas ou halteres deslocados pelo executante, quando na realidade os efeitos inerciais sobre a massa desses implementos também deveriam ser quantificados, pelo menos durante exercícios dinâmicos realizados com velocidade variada de execução. Esses efeitos inerciais são proporcionais às massas envolvidas e apresentam magnitudes elevadas nos movimentos com maior aceleração. Além disso, ao afetar significativamente a força externa resultante que compõe o TR acabam por afetar também a força muscular resultante. Isso pode

ser explicado pela Segunda Lei de Newton (também conhecida como Lei Fundamental da Mecânica), a Lei da Aceleração, que postula que se uma força externa resultante for exercida sobre um corpo, ele irá acelerar na direção da força externa resultante, e sua aceleração será proporcional à força resultante e inversamente proporcional à sua massa (Newton, 1687⁴). Matematicamente, essa lei pode ser expressa como:

$$\Sigma F = m \cdot a \quad [\text{Equação 1}]$$

Em que:

ΣF = somatório das forças externas

m = massa de um corpo

a = aceleração do corpo

A aplicação da lei da aceleração no contexto das ciências do esporte pode ser mais bem entendida pelos efeitos que ela gera nos corpos, que pode ser exemplificado por meio da realização do exercício de adução horizontal do braço e extensão de cotovelo realizado em decúbito dorsal sobre um banco de apoio, comumente chamado de “supino”. Quando o exercício de supino é realizado com pesos livres, pode-se dizer que as forças que agem sobre esse peso livre são a força da mão do executante e a força peso do haltere (que tem origem gravitacional). Como durante a fase concêntrica do exercício, a força da mão age “empurrando” o haltere para cima e a força peso do haltere, “puxando-o” para baixo, o sinal positivo e o negativo são arbitrariamente agregados às magnitudes das forças para indicar seus sentidos. Assim, didaticamente, a equação de Newton para o haltere, pode ser re-escrita da seguinte forma:

$$\Sigma F = m \cdot a$$

$$F_{\text{mão}} - F_{\text{peso}} = m \cdot a$$

$$F_{\text{mão}} = F_{\text{peso}} \pm m \cdot a$$

Em que:

$F_{\text{mão}}$ = força da mão agindo sobre o haltere

⁴ Essa referência diz respeito ao *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica* (Latim: "princípios matemáticos da filosofia natural", também chamado de *Principia* ou *Principia Mathematica*) é uma obra de três volumes escrita por Isaac Newton publicada em 5 de Julho de 1687. Provavelmente o livro de ciências naturais de maior influência jamais publicado, ele contém as leis de Newton para o movimento dos corpos que formam a fundação da mecânica clássica assim como a lei da gravitação universal.

$$F_{\text{peso}} = \text{peso do haltere}$$

Ao interpretar essa equação, pode-se afirmar que se a aceleração for nula, a $F_{\text{mão}}$ é igual a F_{peso} , circunstância que ocorre quando um exercício é isométrico ou realizado com velocidade lenta e constante. Ainda, quando a aceleração for maior que zero, a $F_{\text{mão}}$ será maior que a força do peso, o que significa dizer que é necessário mais força que o peso do implemento para mover o haltere. Alternadamente, quando a aceleração for menor que zero, a $F_{\text{mão}}$ será menor que a força do peso, situação em que menos força é necessária para mover o halter do que seu próprio peso. Em outras palavras, quanto maior ou menor for a aceleração do halter, maior ou menor será a força da mão, uma vez que o peso do halter será respectivamente somado ou subtraído ao valor massa do haltere multiplicada pela aceleração.

Na prática, o resultado disso é que durante uma execução completa de exercício rosca bíceps (fase concêntrica + fase excêntrica), a força que a mão imprime sobre o objeto halter varia muito e essa variação não depende da massa, e sim, da velocidade de execução, mesmo que as distâncias externas não variem durante o movimento. Um estudo realizado por Ribeiro *et al.* (2005) comparou o componente inercial do exercício de extensão de joelho realizado com caneleiras nas velocidades de 120° e 60°/s e concluiu que o componente inercial varia mais na velocidade de 120°/s do que na velocidade de 60°/s, sendo que em ambas velocidades a variação é maior no início e no final da fase concêntrica, apresentando dois picos bem característicos - um pico máximo no início do movimento e um pico mínimo no final do movimento. Após, foi constatado que as diferenças entre as magnitudes e entre o comportamento do componente inercial observado entre as velocidades do mesmo exercício foram mantidas quando o comportamento da carga externa foi comparado, reforçando a idéia de que os efeitos inerciais modificam de maneira importante a magnitude da carga externa oferecida por um exercício durante a ADM (Figura 8). Por essa razão, os efeitos oriundos dos componentes inerciais têm sido considerados um fator limitante do treinamento realizado com implementos mecânicos. Ainda assim, dentro do escopo desse trabalho, não foram encontrados nenhum estudo que quantificou esses efeitos.

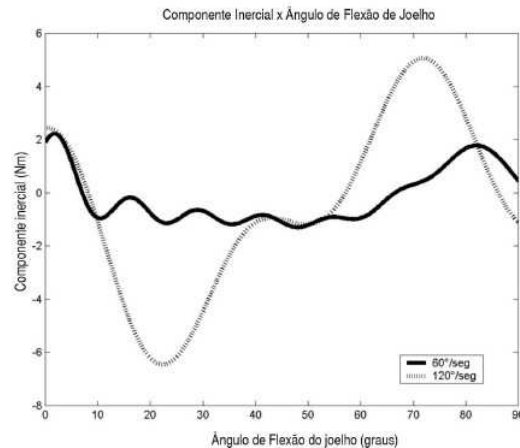


Figura 8 - Componente inercial para diferentes velocidades médias angulares. Para ambas velocidades observa-se um pico máximo no início do movimento de flexão de joelho (70°) e um pico mínimo no final do movimento (20°). Na velocidade de 120°/seg há maior variação nas magnitudes do componente inercial. (Figura extraída de Ribeiro *et al.*, 2005)

Para contrapor essas desvantagens, máquinas especiais e novos tipos de treinamento têm sido desenvolvidos. Entre as máquinas, pode citar as do tipo isocinéticas, caracterizadas por assegurar máxima demanda de torque ao longo de toda amplitude de movimento articular, com velocidade constante. Essa característica, segundo muitos autores, conduz um aumento ótimo de força muscular (KULIG, ANDREWS e HAY, 1984; CRONIN, MCNAIR e MARSHALL, 2002; FLECK e KRAEMER, 1997). No entanto, um ponto interessante é que para todas as modalidades esportivas, as quais é característico uma velocidade de movimento com características de força alteráveis, como por exemplo nas corridas, saltos e arremessos de atletismo, o treinamento isocinético é menos apropriado (WALLACE, WINCHESTER e McGUIGAN, 2006; ASTRAND *et al.*, 2006). Outra questão importante é que apesar do treinamento isocinético favorecer a mobilização da força total durante toda a amplitude de movimento, ele é realizado por meio de máquinas amplamente indisponíveis na prática comum do treinamento de força e que não simulam movimentos naturais.

Alternadamente, na tentativa de que o esforço muscular resultante seja constante durante toda excursão do movimento, o mecanismo de atuação de uma polia assimétrica ou *cam* é prover uma resistência variável durante toda a excursão do movimento de tal forma que se ajuste a capacidade muscular dos músculos em exercício. Em cada condição de exercício, a capacidade de um músculo em produzir força pode mudar em função do ângulo articular. A representação gráfica dessa variação tem sido definida como “curva de força”. Embora essa seja uma definição atrativa, existem dificuldades de obtenção de dados experimentais para seu desenvolvimento e os investigadores interessados na determinação da variação da força

máxima têm mensurado a resistência externa ou as forças resultantes e torques e plotado essas variáveis em função do ângulo articular. A habilidade dos músculos de produzir torque em torno das articulações (relação torque-ângulo) é considerada um indicativo importante da capacidade muscular e que certamente pode subsidiar o *design* inteligente das máquinas. Alguns estudos demonstraram, por exemplo, que a força dos extensores do joelho ocorre em uma curva ascendente-descendente, na qual a força aumenta e diminui à medida que o joelho é estendido (KULIG, ANDREWS e HAY, 1984). Quando a produção de força máxima é normalizada com respeito ao tamanho muscular e a velocidade de contração é constante, essa relação é explicada por mudanças no comprimento dos músculos, que influenciam a habilidade de produção de força (relação força-comprimento) (GORDON, HUXLEY e JULIAN, 1966).

Além disso, o esforço muscular resultante depende fortemente de características mecânicas das articulações associadas às distâncias perpendiculares musculares (RIBEIRO *et al* 2005; BINI *et al*, 2007; TOLEDO, RIBEIRO e LOSS, 2007). A distância perpendicular muscular ou braço de momento muscular é a distância entre a linha de ação da força muscular (na inserção do tendão) e o centro de rotação da articulação (SALE *et al.*, 1997). A magnitude da distância perpendicular do músculo representa uma “vantagem mecânica” de um músculo em uma articulação, e a sua mensuração pode auxiliar na compreensão da função muscular. De acordo com Liu *et al.* (1997), quando a distância perpendicular é igual ou próxima de zero, ao contrair, o músculo gera apenas compressão e, conseqüentemente, tem o papel de estabilizar uma determinada articulação. No entanto, quando a linha de ação muscular se encontra distante do centro de rotação, dependendo do caso, o mesmo pode ser considerado como motor primário do movimento. Durante as situações dinâmicas, à medida que o ângulo articular muda, a distância perpendicular do músculo até o eixo da rotação articular muda também. Então, a força muscular necessária para produzir um momento muscular constante varia inversamente com a distância do ponto de inserção muscular ao centro de rotação. Por outro lado, se a capacidade de produção de força do músculo fosse constante por toda amplitude do movimento, então o torque muscular resultante de um determinado movimento ocorreria quando a distância perpendicular fosse maior. Todavia, isso nem sempre é verdadeiro, pois a capacidade de produção de força pode alterar a força máxima em toda amplitude de movimento.

A maioria dos empreendimentos tem falhado na tentativa de adequar a resistência oferecida pelas máquinas às curvas de força resultante ou torque muscular (FOLLAND *et al.*,

2005, FOLLAND e MORRIS, 2007; KULIG ANDREWS e HAY, 1984), principalmente devido a própria dificuldade de obtenção das curvas de força em todas condições necessárias de exercício. Nesse contexto, uma questão evidentemente intrigante é que as características inerciais provenientes da alteração de velocidade sobre as forças externas envolvidas nas execuções dos exercícios resistidos não têm sido consideradas e incorporadas nos projetos que definem o tipo de torque externo que uma determinada máquina de musculação existente no mercado oferece ao usuário. Folland e Morris (2006) compararam o torque externo oferecido por máquinas de extensão de joelho de oito fabricantes diferentes com curvas de força muscular obtidas isometrica e dinamicamente. Após terem concluído que nenhuma das máquinas avaliadas acompanhou a relação torque-ângulo muscular, os autores fortemente sugeriram que características inerciais fossem consideradas para o *design* das máquinas de musculação, utilizadas para treinamento de força muscular.

Apesar da grande popularidade dos exercícios realizados em equipamentos tradicionais, há uma completa carência de estudos científicos com foco na análise biomecânica desses aparelhos. Como consequência, a análise mecânica dos exercícios que irão compor um programa de treinamento de força tem sido pouco praticada na rotina diária de trabalho de profissionais de saúde. Acredita-se que essa seja uma das razões pelas quais existam incertezas em relação à escolha acertada do tipo de exercício e dificuldades no desenvolvimento de novos métodos de treinamento de força. Na maioria das vezes, o critério para a escolha dos exercícios de força é baseado numa avaliação cinesiológica de caráter anatômico-funcional, que envolve a definição do tipo de ação muscular pretendida (concêntrica e/ou excêntrica ou isométrica) e do grupamento muscular a ser ativado como motor primário ou secundário conhecendo-se suas inserções proximais e distais e o alinhamento de suas fibras. Também, procura-se avaliar quais são os sinergismos envolvidos, bem como identificar quais músculos possuem função de estabilização e neutralização no movimento em questão. Esse é um dos critérios de escolha de exercício e, portanto, de prescrição e progressão. Ainda que esse seja um dos critérios válidos e de certa forma indiscutível, o conhecimento da mecânica externa e da biomecânica das articulações envolvidas em cada exercício também é de fundamental importância tanto para a prescrição quanto para a evolução do programa. Incorporando esses conceitos, uma vantagem prática que a análise biomecânica dos exercícios pode oferecer é a certeza de que determinado exercício ou que a resistência externa imposta por esse exercício imprime ao músculo um

esforço condizente com suas possibilidades internas mais ou menos conhecidas e, ainda, permite estimar adaptações favoráveis com o objetivo do treinamento pré-estabelecido.

4.3.2 Resistência elástica

Quando a sobrecarga externa escolhida para realização de exercícios de força é feita por meio de um material elástico (tubos, borrachas, faixas elásticas, molas), essa resistência é chamada de resistência elástica. Nesse tipo de implementos mecânico, a quantidade de deformação produzida está relacionada à tensão causada pelas forças e ao material que é submetido à carga. Historicamente, a resistência elástica tem sido um dos meios usados na reabilitação, principalmente na fase de fortalecimento muscular. Dentre os motivos de sua vasta utilização, pode-se citar a viabilidade econômica, a versatilidade e a portatibilidade (HUGHES, 1999; SIMONEAU, 2001; LOSS *et al.*, 2002). Entretanto, outra razão do crescente interesse pelo uso desse tipo de material é que ele depende do local de sua fixação, e não da gravidade. Do ponto de vista prático, materiais elásticos oferecem uma resistência progressiva que pode ser usada para fortalecer os músculos em padrões diagonais, diferentemente dos exercícios com pesos livres ou mesmo máquinas específicas para esta finalidade.

Na prática clínica e esportiva, utilizam-se tubos e faixas importadas chamadas de Thera-Band®, comumente comercializados em oito cores diferentes, as quais representam as diferentes quantidades de resistência oferecida pelos mesmos. Também é comum o uso de tubos de látex nacionais, incluindo aqueles não fabricados com propósitos terapêuticos, mas que devido ao baixo custo foram sendo introduzidos nesse contexto. Indiferente da procedência do material elástico é indispensável conhecer as propriedades mecânicas do material, as quais norteiam a prescrição dos exercícios. Nessa direção, a relação tensão-deformação pode ajudar a explicar o comportamento do material sob carga. Quando um material elástico sofre uma deformação proporcional a aplicação de uma tensão, quando a carga é removida, ele retorna a sua forma original

A relação da tensão para deformação é chamada de módulo de elasticidade ou módulo de Young e pode ser observada graficamente por meio do declive da curva tensão-deformação

(CHAFFIN, ANDERSON e MARTIN, 2001). Matematicamente, o módulo de elasticidade é definido como:

$$E = (\Delta\epsilon / \Delta\sigma) \quad [\text{Equação 2}]$$

Em que:

E= modulo de elasticidade

Δσ= mudança na tensão

Δε= mudança na deformação

Numa primeira abordagem, conhecendo-se o módulo de elasticidade é possível quantificar a força elástica e assim calcular o torque produzido durante uma situação particular de exercício. Entretanto, a quantificação do torque de resistência dos materiais elásticos é mais complexa por dois motivos: 1) nem sempre as mudanças na deformação do material elástico são proporcionais a tensão mecânica feita sobre ele e, 2) a direção da força do elástico é variável por toda faixa de movimento.

Como solução, diversos autores propõem técnicas de calibração e uso de equações de predição para otimizar a prescrição de exercícios com material elástico. Hughes *et al.*, (1999) e Hintermeister *et al.*, (1998) propõem uma maneira de quantificar a força de resistência oferecida pelos elásticos através da fixação de uma das extremidades do material a uma célula de carga, que registra a força ao longo da execução do exercício. Nesses estudos, foi concluído que os materiais elásticos da marca Thera-Band® produzem um consistente, linear e previsível aumento da resistência em todas as oito cores avaliadas. Posteriormente, Loss *et al.* (2002) sugeriram uma forma de quantificação alternativa da força elástica, que consistiu em confeccionar uma curva de calibração (força x deformação) por meio da aplicação de diferentes cargas conhecidas e respectivas medições da deformação das Thera-Band. Contrário aos resultados de Hughes *et al.*(1999), os autores observaram que o comportamento do material testado não é linear, ou seja, um incremento fixo da carga aplicada não correspondeu a um aumento fixo no seu comprimento. Adicionalmente, Sacharuck *et al.* (2005) investigaram o comportamento do torque de resistência do exercício de rotação de ombro realizado com Thera-Band, com o material fixado em duas posições distintas. Os resultados desse estudo mostraram que a angulação da Thera-Band® afeta o torque de

resistência e, conseqüentemente, o esforço empregado nos exercícios de rotação interna e externa. Diante disso, recomenda-se que para prescrição e progressão de exercícios tanto na prática clínica, como no contexto do treinamento de força, técnicas de calibração sejam realizadas em cada material usado e assim, seja determinada a equação que melhor representa o comportamento da deformação da resistência elástica em função da carga aplicada. Também, devem ser cautelosamente avaliados o posicionamento do material elástico, a direção de aplicação da força externa e conhecida a proporção de deformação do material a cada excursão de movimento realizado.

Quando os princípios do material elástico são aplicados na estrutura do treinamento de força, a principal vantagem de sua utilização é a independência do material elástico aos efeitos inerciais oriundos das acelerações. Nessa perspectiva, WALLACE, WINCHESTER e MCGUIGAN, (2006), anexaram bandas elásticas (BE) em uma máquina de *back-squat* (tipo de agachamento) e verificaram as alterações no pico de força, pico de potência e taxa de aplicação da força em situações com e sem BE em diferentes intensidades. Como resultado, foi observado um significativo aumento no pico de força e pico de potência com exercício adaptado com BE comparados com o exercício tradicional. Embora essas tenham sido alterações agudas, os autores defendem a idéia de que o uso desse material pode trazer significantes aumentos na força muscular e potência muscular por toda amplitude de movimento, e sugerem o desenvolvimento de estudos adicionais que investiguem os efeitos em longo prazo desse tipo de treinamento.

Vogt *et al.* (2007) compararam o torque de resistência oferecido pelo exercício de rosca direta com utilização de peso livre e BE acoplada aos mesmos. Foi observado que a força externa, o torque de resistência e a demanda muscular dos flexores do cotovelo possuem características distintas, ou seja, a utilização de pesos livres oferece maior torque de resistência nos dois primeiros terços da amplitude de movimento (0° a 90°), enquanto que a banda elástica oferece maior torque de resistência no terço final (90° a 140°). Um estudo piloto desenvolvido pelo grupo de Biomecânica da UFRGS (Pinheiro *et al.*, 2008) investigou os efeitos da velocidade sobre a carga externa do exercício de extensão de joelho com e sem tubos elásticos anexados à máquina e compararam os resultados. Nove indivíduos realizaram 200 movimentos de extensão do joelho, em duas situações: sem tubo elástico anexo à máquina (STE), com tubo elástico anexo (CTE). Cada situação foi realizada nas velocidades de $50^{\circ}/s$ e $100^{\circ}/s$. Os autores observaram que com a adição de resistência elástica foi possível minimizar os efeitos inerciais sobre a carga externa do terço final da fase

excêntrica e início da fase concêntrica, comparando com os valores da carga externa nas situações STE. No entanto, não foi possível garantir a manutenção da carga externa por toda amplitude de movimento na qual a resistência elástica foi anexada. Pinheiro e seus colaboradores (2008) sugeriram o desenvolvimento de mais estudos que investiguem a metodologia de implementação do material elástico às máquinas.

Cronin, McNair e Marshall (2003) avaliaram os efeitos de 10 semanas de treinamento balístico realizado com e sem material elástico anexado em uma máquina de agachamento sobre a função muscular e o desempenho funcional de 40 participantes, divididos em grupo controle ($n=12$), grupo CTE ($n=14$) e grupo STE ($n=14$). Para avaliar a força antes e depois do treinamento, os autores realizaram teste de 1RM unilateralmente em uma máquina de similar ao *leg press* e para avaliar a potência, mediram a máxima altura do salto sem contramovimento (SSC). Além disso, a EMG dos músculos vasto lateral e gastrocnêmio foi quantificada durante a execução do agachamento antes do treinamento. Na tentativa de que o exercício CTE e STE fosse realizado com a “mesma carga”, o valor correspondente à resistência oferecida pelo material elástico (resistência média em função do seu deslocamento) foi subtraído da carga realizada no exercício sem material elástico anexado. Segundo os autores, como consequência, menos resistência foi aplicada no início da fase concêntrica e mais resistência foi aplicada no final da fase concêntrica nas execuções CTE. Como resultado, ocorreram aumentos significativos para os valores de força máxima, pico de potência e potência média após o treinamento, mas nenhuma diferença entre os treinamentos balísticos realizados CTE e STE foi notada. Já, com relação aos resultados de EMG, foi concluído que o exercício realizado juntamente com elásticos gerou maior atividade elétrica do que quando o exercício foi realizado sem elástico.

Anderson, Sforzo e Sigg (2008) compararam os efeitos crônicos do treinamento realizado com e sem tubos elásticos sobre a força máxima dinâmica e potência muscular de 44 atletas (homens e mulheres) jogadores de basquetebol e *hockey* usando altas cargas (85% 1RM) durante 7 semanas. Neste estudo, o TE foi atachado de modo a fornecer desde o início do movimento uma resistência média (considerando toda faixa em que é o material estendido) correspondente a 20% da totalidade da carga escolhida para o treinamento de ambos os grupos. Os autores concluíram que o treinamento CTE pode ser melhor que o treinamento realizado apenas com pesos livres para o desenvolvimento de força e potência dos membros inferiores e superiores.

Poucos estudos tem sido realizados com esse tipo de implemento no âmbito do treinamento físico com intuito de minimizar os efeitos inerciais e dessa forma obter maiores ganhos de força muscular. Os resultados dos estudos comentados acima trouxeram algumas evidências de que se o material elástico fosse agregado ao treinamento de força, conjuntamente com a utilização de pesos livres, os indivíduos seriam beneficiados. Entretanto, a metodologia de implementação dos tubos e bandas elásticas tem sido realizada de modo empírico, com base na experiência dos praticantes e, na maioria dos casos, os pesquisadores negligenciam os efeitos inerciais e anexam os material elástico às máquinas de maneira que a demanda externa oferecida por eles acaba sendo maior do que aquela pré-definida para o treinamento. Com isso, mais estudos que envolvam a operacionalização, forma de aplicação dos tubos elásticos precisam ser realizados, pois dependendo da combinação da magnitude da carga externa escolhida, da velocidade de movimento, do comprimento inicial e do módulo de elasticidade do material elástico, uma série de resultados pode ser expressa. Estudos adicionais deveriam focar avaliação da atividade elétrica dos músculos envolvidos e análise dos efeitos em longo prazo desse tipo de técnica em diferentes programas de treinamento, ou programas mistos.

RESUMO DO CAPÍTULO

Os tópicos dessa revisão apresentaram de forma sucinta os fundamentos do treinamento físico, as principais adaptações de dele ocorrem e os fatores biomecânicos que interferem na produção de força. Na sessão sobre **fundamentos de força**, temas como o conceito de força, princípios do treinamento, prescrição e manipulação das variáveis agudas (periodização) e tipos comuns de treinamento para a força e potência foram escolhidos por serem a base para a realização de qualquer intervenção crônica. Na sessão sobre **adaptações do treinamento de força**, um grande esforço foi feito para centralizar a descrição nas questões mais importantes que envolvem as adaptações decorrentes do treinamento de força em alguns sistemas do corpo humano e que explicam o aumento da força após treinamento. Nessa sessão, além das adaptações neurais e morfológicas, procurou-se trazer uma idéia de que as propriedades musculares de produção de força também podem sofrer alterações diante de uma sobrecarga externa repetida no tempo. Para completar o capítulo, na sessão

implementos mecânicos e fatores biomecânicos intervenientes nos exercícios de força, alguns conceitos da física newtoniana e sua aplicação na rotina de treinamento de força foram introduzidos de modo simples e prático. Com esse conceito inerente, limitações do uso de implementos mecânicos como máquinas e pesos livres foram apresentados e contrapostos com as vantagens oferecidas pelas características do material elástico quando incluídos no contexto do treinamento de força. Nesse cenário, alguns estudos que compararam os efeitos do uso de treinamento dinâmico com e sem tubos elásticos foram descritos e uma carência de investigação e pesquisa nesse campo foi observada. Cada um desses temas será pontuado brevemente nos próximos parágrafos.

Existem várias definições de força, quanto à metodologia de avaliação, a forma de treinamento, a forma de expressão, etc. Entretanto, uma definição acertada dependerá daquilo que se pretende conhecer; assim, caso se queira observar a variação da força ao longo do ângulo articular, descrever a força máxima como uma variável escalar parece bem adequado, mas se o interesse está no aumento de força após um programa de treinamento força, sem qualquer interesse na variação da força em dado tempo ou em dado momento articular, o conceito de que a força é a máxima repetição que se pode realizar com a técnica perfeita (1RM), pode ser ideal. De qualquer forma, para o treinamento de força, é preciso estar atento à prescrição e à manipulação das variáveis agudas que compõe a estrutura do programa (periodização), tais como intensidade, volume, frequência, velocidade, ordem dos exercícios e tipos de contração. Todos esses fatores podem variar de acordo com o objetivo, porém vários princípios de condicionamento fisiológico são comuns a qualquer meta. Os principais princípios são o Princípio de Sobrecarga, da Especificidade e da Individualidade (WEINECK, 1999). Dentre eles, atenção especial pode ser dada ao princípio norteador que é o da Individualidade, ele determina que no caso do treinamento de força, o “treinamento” por si só não induz a ganhos de força muscular e desempenho; é a magnitude do esforço individual e a estrutura sistemática de treinamento que determina os ganhos associados ao treinamento de força (KRAEMER e RATAMES (2004)

As adaptações neurais predominam no início do programa de treinamento e posteriormente quando alcançam um platô, ocorre a adaptação muscular (hipertrofia). Para aumentar a ativação dos agonistas, o sistema nervoso central (SNC) lança mão de maior recrutamento, maior frequência de disparo e sincronização das unidades motoras (UMs), principalmente, UMs de alto limiar. Também são alterações neurais o aumento ou diminuição da co-ativação dos antagonistas (dependendo do *design* do treinamento) e a melhoria do

sinergismo muscular, ou ainda da coordenação inter e intramuscular. Como principal mecanismo de adaptação muscular destaca-se a degradação e a síntese protéica, resultando em aumento da hipertrofia muscular à custa principalmente do maior diâmetro das fibras tipo IIa e diminuição das fibras IIb/IIx. Embora existam poucas pesquisas com aplicação na ciência do esporte, há dados que mostram que as propriedades de produção de força podem adaptar-se diante dos estímulos do treinamento. Para lembrar, a relação F-C dita que a força isométrica máxima depende do comprimento muscular e a relação F-V postula que a força máxima depende da velocidade do sarcômero no comprimento ótimo. Um estudo realizado por Herzog *et al.* (1991) mostrou que em corredores a relação F-C apresentou inclinação positiva (braço ascendente da relação F-C), enquanto em ciclistas, inclinação negativa (braço descendente da relação F-C). Esses dados indicam que os músculos possuem capacidade de adaptarem-se especificamente a tarefa realizada.

O conhecimento das adaptações neurais e morfológicas e o respeito aos princípios do treinamento físico são considerados elementos chaves para o sucesso de um programa de treinamento. Entretanto, quando o programa de treinamento (como é o usual) utiliza exercícios dinâmicos realizado com pesos livres e máquinas de musculação sob velocidade variada, os conhecimentos com relação às leis que regem os movimentos (leis da física) devem ser incorporados ao planejamento desses exercícios, sobretudo no que diz respeito à escolha e controle da intensidade por toda amplitude de movimento (ADM). Uma interpretação da lei da aceleração permite afirmar que quando um exercício for realizado no modo dinâmico variado na Terra haverá “sempre” um efeito inercial sobre a massa do implemento usado, e o valor dessa massa (kg) *dependendo* do sinal da aceleração será somado ou subtraído ao valor do peso (N) do implemento usado. Em outras palavras, quanto maior ou menor for a aceleração do implemento usado, maior ou menor será a força do praticante sobre o implemento, pois o peso do implemento será respectivamente somado ou subtraído a sua massa multiplicada pela aceleração. Na prática, o resultado disso é que durante uma execução completa de exercício qualquer (fase concêntrica + fase excêntrica), a força que o praticante imprime sobre o material usado varia muito e essa variação não depende da massa, e sim, da variação da velocidade de execução. Entendendo que é impossível modificar esses efeitos (na sua essência), os materiais elásticos são apresentados como meio de minimizá-los na medida que possuem, como característica ímpar, a independência aos efeitos inerciais oriundos das acelerações. Nessa direção, alguns estudos foram desenvolvidos com objetivo de comparar os efeitos do treinamento realizando com tubo elástico (CTE) com àqueles realizados sem tubos

elásticos (STE) (CRONIN, McNAIR e MARSHALL 2003; ANDERSON, SFORZO e SIGG, 2009). As adaptações ocorridas a partir desses estudos ainda não estão totalmente claras, enquanto um obteve melhor desempenho nos parâmetros de força máxima e potência para membros inferiores e superiores para o grupo CTE, o segundo parece não ter encontrado diferenças entre os tipos de treinamento.

Quando o objetivo é aumento de força ou suas expressões (potência, força explosiva, força máxima) todos os temas abordados nesse capítulo merecem destaque, além disso, a percepção de que esses assuntos estão interligados garante o sucesso do planejamento do programa. Apesar disso, a negligência injustificada com relação aos efeitos inerciais sobre os materiais usados na prática dos exercícios de força e a introdução do uso combinado de materiais elásticos e pesos livres com intuito de minimizar os efeitos inerciais fecham o discurso teórico e deixam a mensagem clara de que mais estudos que envolvam os campos de biomecânica e treinamento de força conjuntamente são necessários.

5. ESTUDO 1 – METODOLOGIA DE IMPLEMENTAÇÃO DOS MATERIAIS ELÁSTICOS

5.1 TIPO DE ESTUDO

O presente estudo foi do tipo ex-post-facto, de corte transversal, no modelo descritivo comparativo. A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Pesquisa (LAPEX) da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). Todos os participantes foram informados dos procedimentos da pesquisa e assinaram um termo de consentimento informado (TCI), antes da submissão ao protocolo de treinamento (Anexo 1), o qual foi aprovado por meio do parecer 2007752 emitido pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS).

5.2 MATERIAIS DE PESQUISA

5.2.1 Equipamentos

- Uma máquina de musculação, denominada Mesa Romana (marca World);
- Tubos elásticos;
- Notebook HP Pavilion dv6000;
- Célula de carga com capacidade de 2000 N, instrumentada com *strain gauges* (Alfa instruments –modelo S-200);
- Fita métrica; com resolução de 0,01 m;
- Metrônomo eletrônico;
- Eletromiógrafo Miotool 400 (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda);
- 1 Kit Câmera: (1 câmera de vídeo JVC R-DVL 9800), 1 refletor, calibrador tridimensional, da marca Peak performance, modelo 5.3; marcadores reflexivos em formato de esfera, com 15 cm de diâmetro.

5.2.2 Programas de computador utilizados

-*Software SAD32* (Sistema de Aquisição de Dados 32, desenvolvido pela Escola de Engenharia – UFRGS);

-*Software Excell 2003*;

-*Software Miograph USB 10.0*;

-*Software Matlab® 5.3* (version 5.3, Matchworks, 1966);

-*Software Dvideow* – ‘Digital Vídeo for Biomechanics – Windows 32 bits’ (desenvolvido pelo laboratório de Instrumentação para biomecânica – Faculdade de Educação Física – UNICAMP).

5.3 PARTICIPANTES E PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO

Dez sujeitos voluntários saudáveis (ambos os sexos) foram extraídos intencionalmente da amostra de sujeitos que compõe os grupos experimentais do segundo estudo. Com objetivo de mapear o comportamento da carga externa frente a diferentes velocidades de execução de maneira a fornecer subsídios para a adição da resistência elástica ao equipamento de modo que a resistência oferecida pelo material elástico não fosse superior àquela da condição sem resistência elástica, os participantes realizaram aproximadamente 200 movimentos completos de extensão de joelho (EJ) sem material elástico acoplado ao equipamento. Para isso, os participantes foram posicionados sentados em uma máquina mesa romana, composta por sistemas de cabos e polias simétricas e assimétricas, e foram instruídos a manter suas coxas e quadril encostados no banco de apoio durante o exercício, imitando uma situação comum na prática desse exercício (Figura 9).

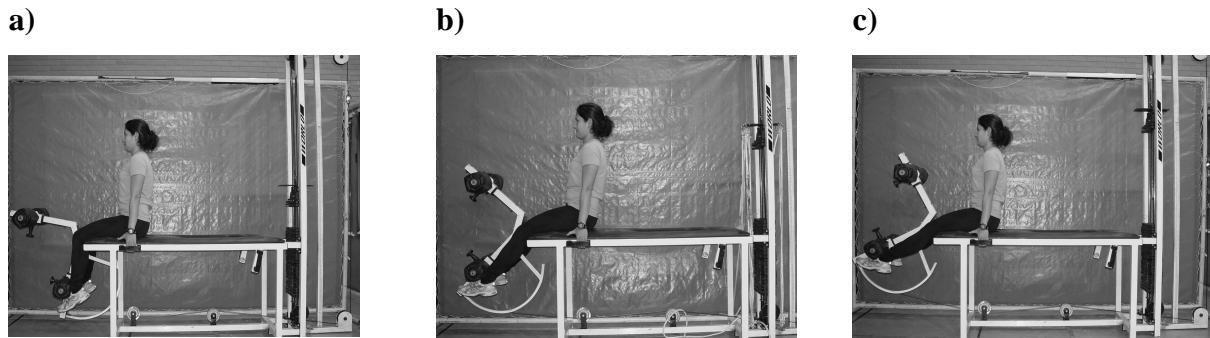


Figura 9 - Posicionamento usado durante a execução do exercício de extensão de joelho na máquina mesa romana. a) início, b) meio e c) fim. Exposição da imagem com permissão do sujeito.

Durante o protocolo de avaliação, foi solicitado que os indivíduos partissem de 90° de flexão de joelho e atingissem a amplitude articular máxima permitida pelo equipamento em cada movimento (aproximadamente 10° de flexão de joelho). Como se tratava de uma análise de características mecânicas da máquina (cinética e cinemática), optou-se por escolher uma carga de fácil execução para todos participantes, de modo que após algumas séries de familiarização, uma carga fixa de 9 kg foi considerada exequível para todas as velocidades testadas. Na tentativa de manter a velocidade desejada durante todo o protocolo, o ritmo das execuções por segundo foi marcado com auxílio de um metrônomo digital. Esse ritmo foi programado para que dentro da amplitude de movimento (ADM) máxima permitida pela máquina (de 90° até aproximadamente 10°) os participantes completassem as repetições de cada série em três velocidades angulares médias distintas que foram: $40^\circ/\text{s}$, $53^\circ/\text{s}$ e $70^\circ/\text{s}$. Essas velocidades permitiam que os participantes ao realizarem a EJ com a carga determinada permanecessem com o braço móvel da máquina sempre em contato com o segmento humano. Ainda, para evitar a fadiga e garantir o cumprimento do ritmo desejado, cada participante foi solicitado a realizar três séries de sete repetições com intervalo de um minuto entre as séries.

5.4 PROCEDIMENTOS DE AQUISIÇÃO DOS DADOS

5.4.1 Cinemetria e Dinamometria

As variáveis cinemáticas foram adquiridas por meio da utilização de um sistema de vídeo composto por uma câmera digital (JVC GR-DVL 9800), conectada a um computador notebook (HP Pavillion dv6000), dotado de placa de vídeo e por uma iluminação direcionada por um equipamento refletor. Para a coleta, a câmera de vídeo foi posicionada perpendicular ao plano de movimento de interesse e os marcadores reflexivos foram posicionados do lado direito do corpo, sobre o trôcanter maior do fêmur, o epicôndilo lateral da tíbia e o maléolo lateral da fíbula. A taxa de amostragem foi de 25 Hz. Ainda, para que fosse possível realizar a reconstrução espacial dos segmentos de acordo com a localização espacial dos marcadores reflexivos posicionados nos pontos anatômicos de interesse em relação a um sistema de referências, optou-se por usar o sistema de referência do ambiente (sistema de referência global). Para tanto, foi usado um calibrador da marca *Peak Performance* (modelo 5.3), o qual foi posicionado e filmado no local de realização do exercício de forma que o eixo Y fosse ínfero-superior e o eixo X médio-lateral em relação ao executante.

A força externa ou carga externa (kg) foi registrada por meio de uma célula de carga (2000 N), instrumentada por *strain-gauges* (Alfa instruments – model S-200), usando um equipamento Miotec (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda) conectado a um computador notebook (HP Pavillion dv6000). Esse instrumento foi acoplado entre o cabo de força da máquina, o qual exercia tração na pastilha de pesos e o segmento móvel da máquina (Figura 10). A taxa de aquisição para a coleta do sinal de força foi de 2000 Hz. Durante o protocolo de avaliação, o sincronismo entre os sistemas de dinamometria e cinemetria foi realizado por meio de um sistema eletrônico proposto por Loss *et al.*, (1997), o qual consiste de um circuito eletrônico capaz de fornecer simultaneamente um sinal elétrico (mv) para o sistema de recolha dos parâmetros cinéticos e um sinal luminoso para o sistema de recolha dos parâmetros cinemáticos.

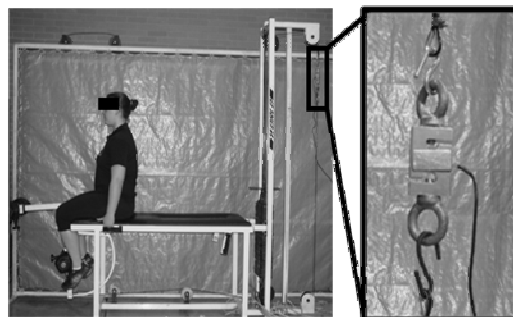


Figura 10 - Célula de carga acoplada entre o cabo de força da máquina Mesa Romana.

5.5 PROCEDIMENTO DE ANÁLISE DOS DADOS

5.5.1 Cinemetria

Após a coleta dos dados, as imagens armazenadas em um arquivo no formato áudio vídeo *interleaved* (AVI), foram digitalizadas utilizando o DVideow (BARROS *et al.*, 1999). Nessa etapa de processamento, o primeiro passo foi aumentar o número de informações coletadas inicialmente a uma frequência de 25 Hz por meio do recurso de desentrelaçamento das imagens, o que resultou em uma nova taxa de amostragem de 50 Hz (FIGUEIREDO, LEITE e BARROS, 2003). A seguir, para otimizar o rastreamento dos marcadores reflexivos, foram usados os algoritmos chamados de *grey*, *inverse*, *erosion* e *get markers*, comumente usados por Araújo (2002). Os três primeiros estão associados ao pré-processamento da imagem e objetivam melhorar o contraste e o contorno do marcador reflexivo, enquanto que o último é usado como recurso para calcular os contornos do marcador reflexivo na imagem pré-processada (FIGUEIROA, LEITE e BARROS, 2003).

Após a digitalização, a reconstrução bidimensional foi realizada no Dvideow, sendo que os dados de posição com as coordenadas x e y do movimento registrado foram armazenadas em arquivos do tipo de texto. Posteriormente, no *software* de programação Matlab® 5.3, de posse dos dados de posição, os segmentos coxa e perna-pé foram definidos e os ângulos de interesse foram calculados por meio do arco-cosseno do produto escalar entre os vetores unitários que representavam os segmentos de interesse. Em seguida, curvas de ângulo em função do número de quadros foram construídas para cada série de repetições de extensão de joelho realizada por cada participante (Figura 11).

Uma análise qualitativa dessa curva permitiu avaliar a qualidade da amplitude de movimento realizada pelos participantes. Foram mantidas na análise de dados execuções que apresentassem nos ângulos iniciais e finais da fase concêntrica limite superior e inferior de no máximo 10° em relação aos ângulos definidos para a realização do protocolo de avaliação (90° e 10°).

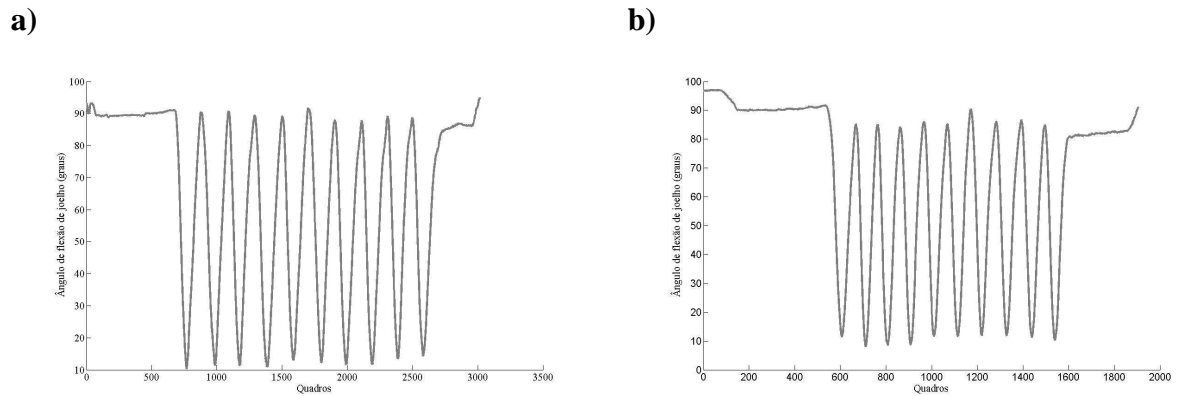


Figura 11 - Típicas curvas de ângulo de flexão de joelho obtidas durante uma série de dez repetições de extensão de joelho em duas velocidades angulares médias de execução: a) 40°/s e b) 70°/s.

No próximo passo, a velocidade angular foi calculada para cada série de exercícios feita por cada participante por meio da derivação das posições angulares. Os dados de ângulo e de velocidade foram filtrados com uso de filtro digital *Butterworth* passa baixa, numa frequência de corte de 5 Hz a qual foi estabelecida por meio da análise de resíduos proposta por Winter (2005). Curvas de velocidade angulares realizadas por cada participante foram construídas em função do número de quadros para cada velocidade angular média de execução. A Figura 12 ilustra um exemplo típico do comportamento observado para as velocidades de 40 e 70°/s. Numa comparação visual entre as duas curvas, é possível notar que há uma maior variação no módulo da velocidade durante os ciclos de movimento (fase concêntrica + fase excêntrica) da série de repetições executadas na velocidade de 70°/s.

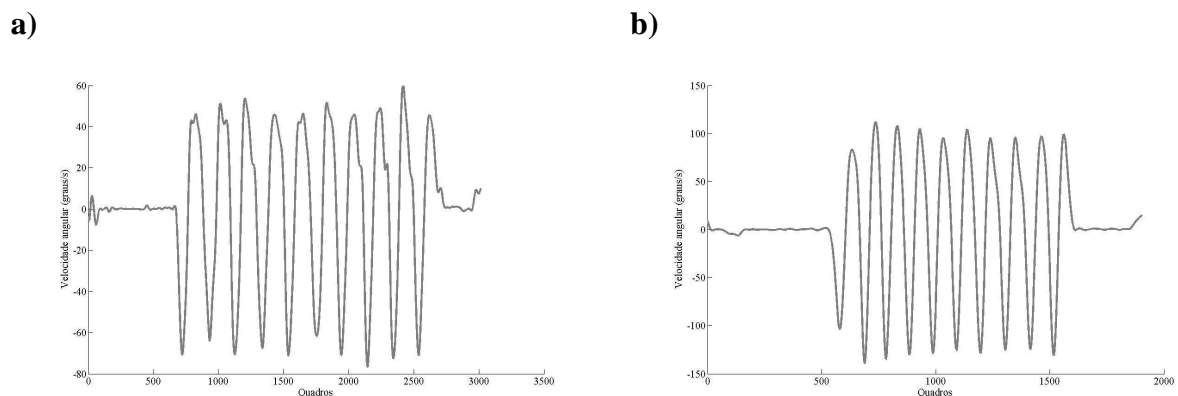


Figura 12 - Típicas curvas de velocidade angulares instantâneas obtidas durante uma série de dez repetições de extensão em duas velocidades médias de execução: a) 40°/s e b) 70°/s.

Na Figura 12, os valores da velocidade estão associados à fase do exercício, sendo negativa na fase concêntrica e positiva na fase excêntrica. Antes de iniciar e após terminar o

exercício a velocidade de execução apresenta valor zero. Ao focar a atenção sobre uma repetição completa de movimento, o que se observa é que o módulo da velocidade varia e varia muito, caracterizando acelerações positivas e negativas por toda a ADM, tanto na fase concêntrica como na fase excêntrica. Posteriormente, com auxílio de comandos específicos do *software* usado para as análises, a curva de velocidade instantânea foi usada como referência para separar as fases concêntricas e excêntricas na curva de carga externa e na curva de ângulo de cada repetição, uma vez que essas curvas continham o mesmo número de quadros sincronizados.

5.5.2 Dinamometria

Os dados de força externa inicialmente coletados em uma taxa de amostragem de 2000 Hz foram exportados para o *software* SAD32, em que foram subamostrados para uma taxa de amostragem de 50 Hz. Esse artifício permitiu igualar a base de tempo dos sistemas de coleta e sincronizar os dados coletados pelos próprios. Em seguida, o sinal de força foi exportado como arquivo do tipo “prn” e carregado pelo *software* de programação, em que primeiramente foi filtrado com uso de filtro digital *butterworth* passa baixa, frequência de corte de 5 Hz, também definidos por meio de análise de resíduos (WINTER, 2005). Depois, para visualizar o comportamento da carga externa em cada velocidade angular média de execução, curvas da carga externa em função do número quadros foram plotadas para cada participante. A Figura 13 apresenta a curva de força obtida durante as duas séries completas, nas duas velocidades de 40 e 70°/s realizadas por um indivíduo representativo da amostra. Nessa Figura, o tracejo horizontal de cor preta indica a magnitude da carga nominal, ou seja, o valor de 9kg que foi definido e escolhido direto nas pastilhas de pesos na máquina para a realização do protocolo de avaliação.

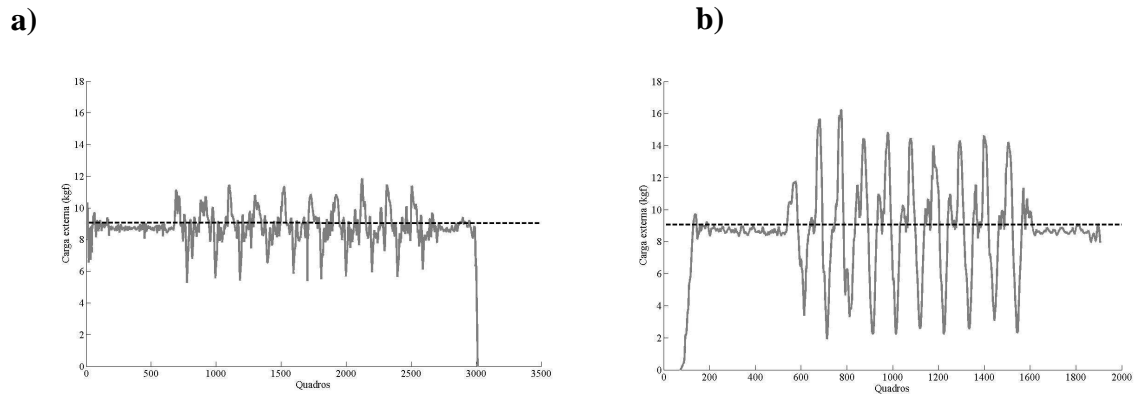


Figura 13 - Típicas curvas de carga externa obtidas durante uma série de dez repetições de extensão em duas velocidades médias de execução avaliadas: a) 40°/s e b) 70°/s.

Ao observar a trajetória da carga externa, desde o repouso, antes do início do exercício, o que se notou foi o comportamento variável da magnitude da carga externa registrada durante toda a ADM, com valores acima e abaixo da carga nominal e essa variação foi mais expressiva nas velocidades de 70°/s. Na próxima etapa de análise de dados, curvas de carga externa em função do ângulo de flexão de joelho foram plotadas e usadas para definir o modo de implementação dos tubos elásticos.

5.6 RESULTADOS - IMPLEMENTAÇÃO DOS TUBOS ELÁSTICOS

Para implementação dos tubos elásticos duas providências foram necessárias: 1) determinar a posição articular na fase concêntrica a partir da qual o tubo elástico deveria começar a fornecer resistência e 2) determinar “quanto” de resistência o material deveria fornecer sem ultrapassar a magnitude determinada pela carga nominal. Primeiro, uma análise gráfica do comportamento das cargas externas em função do ângulo de flexão de joelho para cada repetição, em cada velocidade foi realizada (Figura 14).

Na Figura 14, o comportamento típico da carga externa durante uma série de repetições realizadas nas velocidades de 40 e 70°/s é apresentada. Ao ler a Figura 14b da direita para esquerda, é possível identificar que é aproximadamente a partir do ângulo de 40° que ocorre a queda nos valores da carga externa.

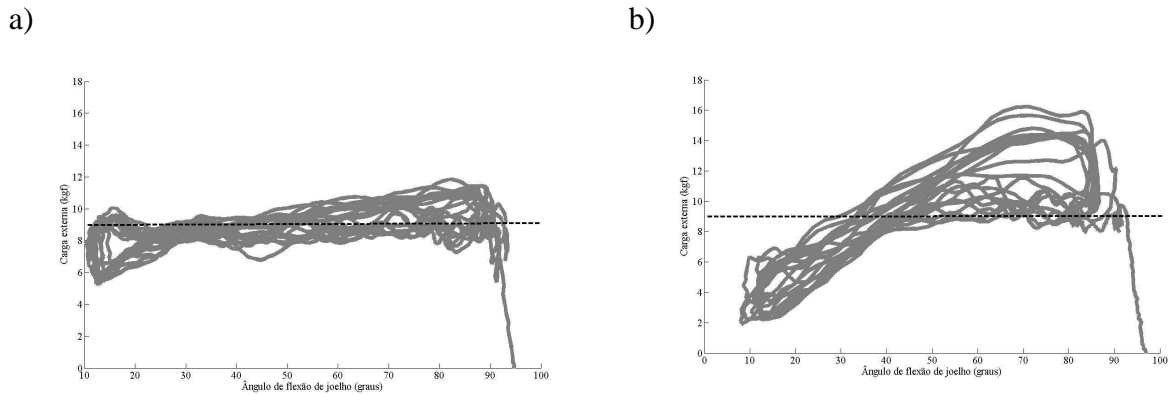


Figura 14 - Comportamento típico da carga externa obtido durante dez repetições completas de flexão de joelho realizadas em duas velocidades médias de execução avaliadas: a) 40°/s e b) 70°/s.

Considerando que indivíduos tendem apresentar amplitudes de movimento diferentes, foi necessário estabelecer uma proporção entre o local de queda da força externa e a ADM da fase concêntrica dos indivíduos. Para isso, com ajuda da rotina elaborada no *software* de programação, curvas da carga externa em função do ângulo de flexão da fase concêntrica de cada repetição foram separadas. Em cada curva de carga externa x ângulo de flexão de joelho da fase concêntrica foram devidamente anotados: o ângulo em que a carga externa passou a apresentar valores menores do que a carga nominal (“ângulo de queda”), a magnitude dos valores de carga externa atingidas no final da amplitude (pico mínimo) e os ângulos iniciais e finais da fase concêntrica.

A média de todos os valores anotadas foi calculada e em seguida, o ângulo médio de queda da força foi subtraído pelo ângulo médio final, obtendo-se assim um valor médio correspondente ao trecho articular em que a carga externa permaneceu abaixo da carga escolhida. Para expressar o local de queda da força como uma porcentagem da ADM da fase concêntrica de todos participantes, calculou-se a razão entre o trecho de queda e a ADM média da fase concêntrica. Como resultado, foi observado que a carga externa atinge valores menores que a nominal em média a partir do início do terço final da fase concêntrica do movimento (Tabela 1).

Tabela 1 – Valores médios e desvio padrão dos ângulos iniciais e finais, do ângulo de queda da carga externa, da amplitude de movimento (ADM) da fase concêntrica e da porcentagem de queda da carga externa em relação ao final da fase concêntrica de movimento

	Ângulo inicial	Ângulo de queda	Ângulo final	ADM _{con}	% queda
Média	86,1°	37,9°	16,8°	69,3°	0,3
SD	5,9°	9,3°	5,1°	6,5°	

Obs: % queda = (ângulo de queda – ângulo final)/ ADM da fase concêntrica

Dado que há uma relação linear entre o deslocamento das pastilhas nas quais os tubos elásticos são fixados e o deslocamento angular do segmento móvel humano durante as flexões de joelho, o comprimento dos tubos na máquina pôde ser definido com base no ângulo médio de queda da carga. Assim, com auxílio de goniômetro e fita métrica, foi constatado que um comprimento inicial de 137 cm para os tubos elásticos correspondia ao início do último terço da ADM, trecho em que a carga externa começava a atingir valores abaixo da nominal.

Desse modo, durante o protocolo de avaliação nos primeiros dois trechos da fase concêntrica, o material elástico permanecia frouxo e não oferecia nenhuma resistência ao movimento de extensão de joelho, porém, no início do terceiro trecho da ADM, o tubo elástico deformava-se e oferecia uma resistência progressiva até o final da fase concêntrica (Figura 15).

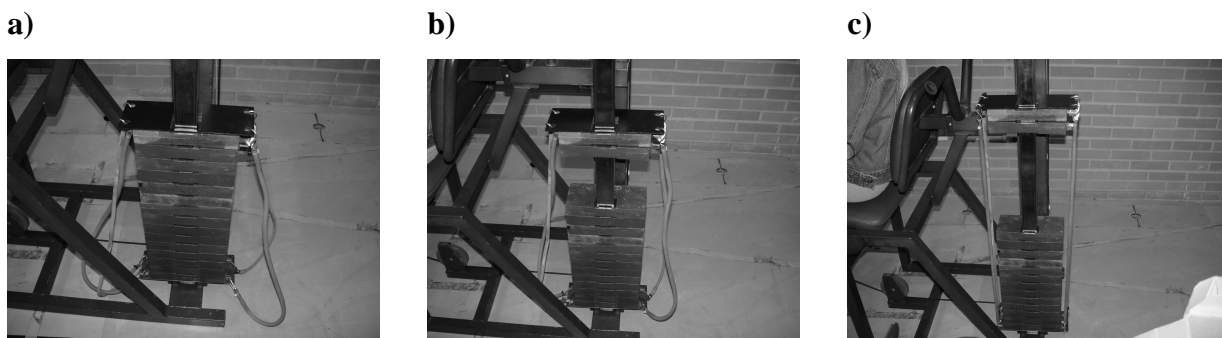


Figura 15 - Deslocamento linear da coluna de pesos com resistência elástica acoplada à máquina, de maneira a fornecer resistência na porção final da fase concêntrica do movimento. a) primeiro trecho, b) segundo trecho e c) terceiro trecho.

Operacionalmente, para anexar os tubos na máquina uma placa de ferro de 2 mm de espessura, foi projetada com quatro orifícios nos cantos (Figura 16) Essas placas foram justapostas embaixo e sobre a coluna de pesos do equipamento. Cada tubo elástico foi otimizado com ganchos nas pontas para que ficassem fixos à máquina durante o protocolo de avaliação e de treinamento.



Figura 16 – Acoplamento da resistência elástica à máquina de musculação com uma placa de ferro com quatro orifícios para passagem dos elásticos e otimização dos tubos elásticos (TEs) com ganchos metálicos

Como a principal função do material elástico agregado ao equipamento era compensar a diminuição observada na magnitude da carga externa no final da fase concêntrica, e essa queda na magnitude da carga externa é proporcional à massa envolvida e é mais elevada nos movimentos com maior variação de velocidade (Lei da aceleração), foi preciso definir a porcentagem dessa variação frente a diferentes velocidades médias de execução. Para isso, curvas médias das magnitudes mínimas (pico mínimo) atingidas pela carga nominal (9 kg) no final da fase concêntrica em função de diferentes velocidades de execução foram construídas e após uma curva de regressão com base na tendência de todos os pontos plotados foi adicionada (Figura 17). O coeficiente de determinação encontrado foi de 0,81 e indica que 80% da fração da variabilidade nas magnitudes da carga externa podem ser explicadas pelo fato de que há variação na velocidade.

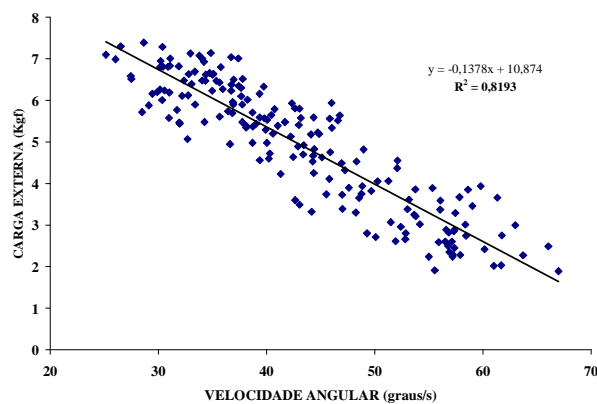


Figura 17 - Curvas dos valores médios de pico mínimo no final da fase concêntrica em função de diferentes velocidades de execução. R^2 , coeficiente de determinação.

A partir disso, a equação que melhor representou a variação da carga externa em função das velocidades de execução (diferença entre a carga nominal e o pico mínimo atingido no final da fase concêntrica) foi utilizada para definir o percentual de variação das demais cargas da máquina nas velocidades utilizadas durante o treinamento de força no segundo estudo (Tabela 2).

Com base nesses percentuais, foi possível escolher entre as cargas elásticas previamente calibradas, o tubo elástico mais adequado para compensar a queda de força em função da variação inercial. Como exemplo, nas velocidades de 53°/s e 70°/s, foi verificada uma queda de 28 e 48% da carga externa em relação ao valor nominal, respectivamente.

Tabela 2 - Guia para implementação dos tubos elásticos (TE) à máquina de musculação usada no presente estudo, para três diferentes velocidades médias de execução

% queda	Velocidade 40°/s 17%		Velocidade 53°/s 28%		Velocidade 70°/s 48%		
	CN	PM	TE	PM	TE	PM	TE
9		7	1,5	6	3	5	4
15		12	3	11	4	8	7
21		17	3,5	15	5,5	11	10
27		22	5	19	8	14	13
33		27	6	24	9	17	16
39		32	7	28	11	20	19
45		37	8	32	13	23	22
51		42	9	36	14	27	25
57		47	10	41	16	30	27
63		52	11	45	18	33	30
69		57	12	49	20	36	33
75		62	13	54	21	39	36
81		67	14	58	23	42	39
87		72	05	62	25	45	42

CN = valor da carga nominal (em kg)

PM= valor de pico mínimo (em kg) atingido pela CN no final da fase concêntrica

% queda =diferença relativa entre o PM e a CV em três diferentes velocidades.

TE = indica o valor da carga (em kg) que o tubo elástico deve fornecer no final da fase concêntrica

6. ESTUDO 2 - TREINAMENTO DE FORÇA

6.1 TIPO DE ESTUDO

O presente estudo foi do tipo experimental, de desenho longitudinal, no modelo descritivo comparativo de grupos experimentais. A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Pesquisa (LAPEX) da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). Os efeitos de um programa de treinamento de força realizado com exercício adaptado com tubo elástico (CTE) e sem tubo elástico (STE) sobre a força muscular máxima isométrica e dinâmica bem como sobre o rendimento do salto sem contramovimento (SSC) foram comparados. O total de duração do treinamento de força foi de 14 semanas, sendo que os sujeitos foram testados em quatro ocasiões diferentes usando protocolos idênticos de avaliação. As primeiras quatro semanas (semanas -4 e 0) foram utilizadas como período controle no qual nenhum treinamento de força foi prescrito aos sujeitos que continuaram com suas atividades físicas recreativas (caminhada, corrida, natação e dança). Após, os sujeitos iniciaram um período de treinamento rigorosamente supervisionado por dois avaliadores. Os testes de avaliação realizados antes, durante e após o período de treinamento ocorreram nas semanas 0, 7 e 14.

6.2 MATERIAIS DE PESQUISA

6.2.1 Equipamentos

- Uma máquina de musculação, denominada Mesa Romana (marca World);
- Tubos elásticos;
- Notebook HP Pavilion dv6000;
- Célula de carga de 2000N, instrumentada com *strain gauges* (Alfa instruments – modelo S-200);
- Balança Filizola, modelo 31, com resolução de 0,1 kg;

- Fita métrica; com resolução de 0,01 milímetro.
- Estadiômetro, com sensibilidade de 1cm;
- Adipômetro (marca Langel) com precisão de 1mm e pressão constante de 10g/mm²;
- Metrônomo eletrônico;
- Eletromiógrafo Miotool 400 (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda);
- Plataforma de força AMTI (modelo OR6-5:50,8x46,4cm, à base de *strain gauges*;
- Dinamômetro isocinético (Cibex, modelo *Norm Dataq Instruments*, Inc.Ohio-EUA);
- Máquina Fotográfica (Sony Cybershot 650, 6megapixels);

6.2.2 Programas de computador utilizados

- Software* SAD32 (Sistema de Aquisição de Dados 32, desenvolvido pela Escola de Engenharia – UFRGS);
- Software* SPSS 10.0 e *Software* WINPEPI 1.45
- Software* Miograph USB 10.0;
- Software* Matlab® 5.3. (version 5.3, Matchworks, 1966);
- Software Dvideow* – ‘Digital Vídeo for Biomechanics – Windows 32 bits’ (desenvolvido pelo laboratório de Instrumentação para biomecânica – Faculdade de Educação Física –g UNICAMP);
- Software* Computer-based Oscillograph and Data Aquisition System – CODAS (DATAQ instruments inc, USA).

6.3 AMOSTRA

Para determinar o número de sujeitos participantes da segunda etapa do estudo inicialmente um cálculo amostral foi realizado usando o *software* WINPEPI 1.45, a partir da variabilidade encontrada em amostras utilizadas em estudos semelhantes (CRONIN, MCNAIR, MARSHALL, 2003; ANDERSON, SFORZO e NIGG, 2009, FOLLAND *et al.*, 2005). A escolha final do número de sujeitos integrantes da amostra foi feita com base no

número de sujeitos disponíveis, respeitando o valor mínimo estimado pelo cálculo amostral para todas as variáveis dependentes do estudo. Assim, vinte e dois sujeitos saudáveis de ambos os sexos, divididos em dois grupos CTE ($n=11$) e STE ($n=11$), participaram do treinamento de força. As características físicas dos sujeitos separados por grupo e por sexo estão apresentadas na Tabela 3. Além disso, os critérios de inclusão adotados foram que nenhum dos sujeitos tivesse tido alguma lesão músculo-esquelética nas articulações de interesse e que estivesse sem realizar treinamento de força por pelo menos dois meses. Após a segunda avaliação do período de treinamento de força um sujeito abandonou o programa por razões pessoais. Nas primeiras e nas últimas seis semanas de treinamento uma aderência de 95% e 89% dos sujeitos ao treinamento foi computada, respectivamente. Todos indivíduos assinaram o termo de consentimento informado (TCI) antes da submissão ao protocolo de treinamento (Anexo 1), o qual foi aprovado por meio do parecer 2007752 emitido pelo Comitê de Ética UFRGS. Também foram informados sobre o direito de deixar de participar da pesquisa em qualquer momento, caso desejassem.

Tabela 3 - Média e desvio padrão (SD) das características antropométricas do sujeitos.

	HOMENS (n=11)	MULHERES(n=11)	TOTAL
	Estatura (m)		
CTE	1,72±0,10	1,64±0,05	1,68±0,09
STE	1,72±0,05	1,64±0,03	1,67±0,06
	Idade(anos)		
CTE	29,8±8,0	23,8±1,9	27,1±6,6
STE	29,0 ±7,4	24,0±2,9	25,8±5,3
	MCT(kg)		
CTE	75±8	62±10	69±11
STE	73±17	56±14	62±17
	% gordura		
CTE	15±5	23±5	18±7
STE	16±8	20±5	18±6
	MCM(kg)		
CTE	61±7	48±5	55±9
STE	57±8	45±7	49±9

MCT = massa corporal total. MCM = massa corporal magra

CTE = grupo com tubo elástico. STE = grupo sem tubo elástico

6.4 PROCEDIMENTOS DE AQUISIÇÃO DE DADOS

6.4.1 Protocolo de avaliação

O protocolo de avaliação consistiu da realização de uma bateria de testes físicos, realizados em três dias alternados nas semanas -4, 0, 7 e 14. Tais foram: (1) teste de uma repetição máxima (1RM), (2) teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI), (3) salto sem contramovimento (SSC) (4) teste de contração voluntária máxima dinâmica isocinética e, (5) avaliação cineatropométrica. Esse último serviu para a caracterização da amostra e foi realizado uma única vez na semana -4. A descrição dos testes segue abaixo:

(1) 1RM

Considerando que a amostra foi composta de sujeitos iniciantes em programas de treinamento de força, para evitar risco de lesão e perdas amostrais, a carga do teste de 1RM dos extensores de joelho foi estimada a partir de 1-3RMs usando a tabela de predição descrita por Wathan (1994) (ANDERSON, SFORZO e SIGG, 2009). Três a seis tentativas com aumentos progressivos de carga até atingir 1-3RMs foram realizadas. Foi permitido para cada sujeito intervalos de 3-5 minutos entre as tentativas. Segundo Astrand *et al* (2006) e Anderson, Sforzo e Sigg (2008) essa técnica permite um adequado aquecimento sem indução de fadiga excessiva. Para a realização do teste, os sujeitos foram posicionados sentados na máquina mesa romana e foram instruídos a manter seu quadril e coxas encostados no banco de apoio (Figura 9). Foi solicitado que os indivíduos partissem do repouso, aproximadamente 100° de flexão de joelho e atingissem a amplitude articular máxima permitida pela articulação do joelho. A capacidade do sujeitos em manter o quadril e a coxa apoiados no banco durante a realização da máxima extensão de joelho foi considerada como critério para a validade do teste.

(2) Teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI)

A força máxima isométrica foi avaliada por meio do teste de CVMI unilateral (lado direito do corpo). Esse teste consistiu na realização de duas contrações máximas isométricas de extensão de joelho em quatro ângulos distintos (10, 30, 50 e 80° de flexão de joelho), com

duração de cinco segundos cada e intervalo de 1 minuto entre as tentativas. Os sujeitos foram posicionados sentados uma mesa de madeira com as coxas presas ao apoio com ajuda dos avaliadores. Durante o teste, foram usados sistemas de dinamometria e fotogrametria. Os dados de força externa foram obtidos por meio de uma célula de carga de 2000 N, sendo que uma extremidade da célula de carga foi presa no tornozelo direito dos sujeitos e a outra extremidade foi fixada ao solo por meio de um cabo de aço. Os sinais de dinamometria foram coletados a uma taxa de amostragem de 2000 Hz utilizando um sistema Miotol 400 (Miotec Equipamento Ltda, Rio Grande do Sul) conectado a um computador pessoal HP Pavilion dv6000, dotado de um *software* Miograph Miotec de coleta de dados. Como o aparato de coleta não permitia o posicionamento da célula de carga a 90° com relação a linha de ação da força externa, um sistema de fotogrametria composto por uma máquina fotográfica (Máquina Fotográfica (Sony Cybershot 650, 6 megapixels) e um tripé, foi usado para possibilitar o cálculo da componente de força à 90° em cada posição articular. Os marcadores reflexivos foram colocados no lado direito do corpo e posicionados sobre o trocânter maior do fêmur, a cabeça da tíbia, o calcâneo e no cabo de ação em que a célula de carga estava conectada. A reta composta pelos marcadores reflexivos do cabo de ação representou a linha de ação da carga externa.

(3) Salto sem contramovimento (SSC)

O rendimento no SSC é considerado um indicador da potência muscular dos membros inferiores (HARMAN *et al.*, 1991; JOHNSON e BAHAMONDE, 1996). Para execução do SSC, os sujeitos foram posicionados em pé sobre uma plataforma de força com as mãos na cintura e com os joelhos flexionados em um ângulo de 90°. Depois de manter a posição por cinco segundos, os sujeitos foram instruídos a saltar o mais alto possível evitando qualquer ação de contramovimento ou tirar as mãos da cintura (BOSCO, 1994). A plataforma de força usada para registro da força de reação ao solo (FRS) e do tempo de voo, foi uma plataforma AMTI (modelo OR6-5:50,8x46,4 cm), à base de *straun gauges*, e um computador *pentium*, R III 900 MHz, dotado de um Conversor A/D (16bits, *Computer-based Oscillograph and Data Aquisition System – CODAS (DATAQ instruments inc. Ohio, USA)*).

(4) Teste de contração voluntária máxima dinâmica isocinética

Um dinamômetro isocinético (marca Cybex, modelo Norm Dataq Instruments, Inc. Ohio – EUA) foi usado para determinação do torque máximo isocinético durante a realização de extensão dinâmica de joelho. Os indivíduos foram posicionados sentados com a extremidade distal do membro inferior direito fixada ao braço do equipamento. Além disso, o tronco, o quadril e as coxas foram mantidos presos ao encosto e ao acento do banco com ajuda de cintas e faixas de velcro. O eixo de rotação do equipamento foi alinhado com o eixo de rotação aparente da articulação do joelho direito. Após a familiarização ao tipo de movimento realizado e ao subsequente aquecimento articular, os sujeitos realizaram três repetições máximas de extensão de joelho em duas velocidades angulares distintas, sendo que cada repetição foi composta por uma contração concêntrica e uma contração excêntrica dos extensores de joelho. As velocidades de execução foram 60°/s e 90°/s. O equipamento foi regulado para permitir que os sujeitos partissem de 90° de flexão de joelho e atingissem a máxima extensão permitida pela articulação durante as repetições. Intervalos de 1 minuto foram permitidos entre cada repetição. Após a coleta dados, arquivos do tipo “xls” (Microsoft Windows 2003, Ltda) foram exportados para posterior análise.

(5) Avaliação antropométrica

Para a mensuração da massa corporal total foi utilizada uma balança Fiziola, modelo 31, com sensibilidade da escala de no mínimo 100 g. Para avaliação da gordura corporal foi utilizado um adipômetro com precisão de 1 mm e pressão constante de 10 g/mm² utilizando-se de três dobras. Para homens, as dobras cutâneas foram tríceps, tórax e a região subescapular e para mulheres as dobras cutâneas foram tríceps, o abdome e a suprailíaca. O percentual de gordura foi calculado usando a equação de densidade de Jackson e Pollock (MARINS e GIANNICHI, 1998). O percentual de gordura foi calculado usando a equação de densidade de Jackson e Pollock (MARINS e GIANNICHI, 1998). A massa corporal magra (MCM) foi determinada pela subtração da massa gorda (% de gordura x MCM) a partir da massa corporal total (MCT) do indivíduo.

6.4.2 Protocolo de treinamento

Os indivíduos foram divididos, com base em critérios como idade, sexo e massa corporal magra, em dois grupos. Como havia um número ímpar de sujeitos de ambos os sexos

um sorteio foi realizado para definir o número final de homens e mulheres de cada grupo. O grupo experimental que realizou treinamento com tubo elástico anexado à máquina (CTE), foi composto por 11 sujeitos (6 homens e 5 mulheres), enquanto que o grupo experimental que realizou o treinamento sem tubo elástico à máquina (STE) foi composto de 11 sujeitos (5 homens e 6 mulheres). Todos foram submetidos ao regime tradicional de treinamento de força periodizado conforme os princípios de prescrição e progressão defendidos por Deschenes & Kraemer (2002). Para evitar a necessidade de avaliações a cada três semanas, a intensidade de treinamento foi determinada usando sistema de repetições máximas (RMs) e não sistema de porcentagem com base em 1RM. No sistema de RMs, séries de 12-15 RMs são conhecidas por favorecerem ganhos de resistência muscular localizada (RML), séries de 8-12 repetições, por promoverem ganhos em hipertrofia e séries de 6RMs são tidas como ótimas para aumento de força máxima. A frequência de treinamento foi de três sessões semanais com no mínimo um dia de intervalo entre elas. A velocidade angular nas três primeiras semanas foi 35°/s e nas semanas restantes foi de 53 e 70°/s. A velocidade foi adequada ao número de repetições realizadas por minuto e esse ritmo foi guiado em todas as sessões com auxílio de um metrônomo digital.

A estrutura do programa foi organizada de forma coerente com as recomendações de Gomes e Pereira Filho (2002) (Tabela 4). Assim, o **macrociclo** com duração total de 14 semanas foi dividido em 2 etapas bem definidas: **etapa de desenvolvimento I e etapa de desenvolvimento II**. A primeira etapa de desenvolvimento foi constituída de um mesociclo básico de sete semanas e teve como principal objetivo favorecer as adaptações neuromusculares. Para isso, o protocolo de treinamento consistiu nas primeiras 3 semanas de 2-3 séries de 10-15 RMs e nas últimas três semanas de 2-3 séries de 8-12RMs. A etapa de desenvolvimento II também foi formada por um mesociclo básico de sete semanas, mas teve como objetivo principal promover mudanças musculares (hipertrofia).

O protocolo de treinamento das três semanas iniciais da etapa II (**fase especial**) consistiu de 3/4 séries de 8/12 RMs, realizado no modelo piramidal crescente (diminuição de repetições e aumento de carga a cada repetição). Segundo Kraemer e Deschemes (2002), essa intensidade é ideal para o fortalecimento articular e para o aumento de massa magra de sujeitos iniciantes em programas de treinamento de força. O intuito principal desse mesociclo foi preparar adequadamente o sistema músculo-esquelético para suportar o treinamento com altas cargas e baixas repetições com ênfase em ganhos de força máxima (**fase específica**). Desse modo, o protocolo de treinamento das últimas três semanas da etapa II consistiu de 3

séries de 6-8RMs, realizado no modelo de pirâmide crescente. No final de cada mesociclo, um microciclo, composto por uma bateria de testes físicos, era realizado.

Tabela 4 - Estrutura do programa de treinamento contendo 6 microciclos para cada mesociclo. Os microciclos de número 7 são correspondentes às semanas de avaliação e não estão ilustrados na tabela.

Etapas: Desenvolvimento I					
Mesociclo: Básico					
<i>Microciclo 1</i>	<i>Microciclo 2</i>	<i>Microciclo 3</i>	<i>Microciclo 4</i>	<i>Microciclo 5</i>	<i>Microciclo 6</i>
2 séries	2-3 séries	3 séries	3 séries	3-4 séries	3-4 séries
15RMs	15RMs	15-12RMs	15-12-10RMs	12-10-8RMs	8RMs
35%/s	35%/s	35%/s	53%/s	53%/s	53%/s
Intervalo:30s	Intervalo:30s	Intervalo:30s	Intervalo: 45s	Intervalo: 60s	Intervalo: 60s
Etapas: Desenvolvimento II					
Mesociclo: Básico II					
Fase especial			Específica		
<i>Microciclo 1</i>	<i>Microciclo 2</i>	<i>Microciclo 3</i>	<i>Microciclo 4</i>	<i>Microciclo 5</i>	<i>Microciclo 6</i>
3 séries	3 séries	3 séries	3-4 séries	3-4 séries	3 séries
8RMs	8-10-12RMs	8-10-10RMs	8-8-6RMs	8-6-6RMs	6RMs
80%/s	80%/s	80%/s	80%/s	80%/s	80%/s
Intervalo: 60s	Intervalo: 90s	Intervalo: 90s	Intervalo: 120s	Intervalo: 120s	Intervalo: 120

RMs, repetições máximas

6.5 PROCEDIMENTOS DE ANÁLISE DOS DADOS

6.5.1 Força voluntária máxima isométrica

As imagens registradas por fotogrametria e os sinais de força coletados por dinamometria foram analisados por meio de rotinas elaborada em ambiente Matlab®. Para a determinação de todas as filtragens realizadas a técnica de análise de resíduos foi usada (WINTER, 2005). Inicialmente, o sinal de força foi submetido a um filtro digital com frequência de corte de 5 Hz. Após, a média do valor de força correspondente aos três

segundos centrais da CVMI foi calculada e usada para definição da magnitude de força realizada a 90 graus com relação ao segmento móvel humano em contato com a célula de carga (FE_{90°). No Matlab[®], a imagem registrada por fotogrametria foi digitalizada e uma matriz contendo os dados de posição dos marcadores foi construída e armazenada num arquivo de texto. Essa matriz de posição serviu para que os segmentos coxa-perna-pé e linha de ação da força externa fossem definidos a partir dos marcadores no cabo da célula de carga. Após, os ângulos de interesse foram calculados por meio do arco-cosseno do produto escalar entre vetores unitários que representaram o segmento de interesse. Os dados de posição foram filtrados com uso de filtro digital *Butterworth*, numa frequência de corte de 5 Hz. Após, a força peso do segmento humano de interesse e sua respectiva distância perpendicular foram calculados, sendo que o centro de massa da perna (CM) e o peso da perna foram estimados por meio de tabelas antropométricas retiradas da literatura (CLAUSER *et al.*, 1969). Com base nas equações de Euler e de posse de diagramas de corpo livre (DCL) do segmento humano de interesse e dos valores de FE_{90° , da força peso do segmento humano e das distâncias perpendiculares da força externa e da força peso, foi possível determinar a FM_{iso} realizada por cada sujeito em cada ângulo articular avaliado.

6.5.2 Rendimento do salto sem contramovimento (SSC)

O sinal de FRS coletado na plataforma de força foi inicialmente processado no *Software SAD32*, onde a curva de FRS vertical foi separada para ser analisada por meio de rotinas elaboradas no Matlab[®]. A Figura 16 ilustra o comportamento típico da FRS vertical obtida durante um SSC realizado por um sujeito representativo da amostra. Para estimar o rendimento do SSC, parâmetros de altura do salto e de potência mecânica foram calculados. A altura do salto foi calculada usando o maior tempo de vôo obtido nos três saltos por meio da equação proposta por Bosco (1994):

$$h = tv^2 \times 1,226 \quad [\text{Equação 3}]$$

Em que:

h = altura da elevação do centro de gravidade do sujeito durante o salto

tv = tempo de vôo

O tempo de vôo foi determinado na curva de FRS vertical considerando o intervalo de tempo em que a FRS apresentou valores de zero. Teoricamente, esse tempo corresponde ao momento em que os pés perdem o contato com a plataforma e o momento correspondente ao primeiro contato dos pés na plataforma (Figura 18).

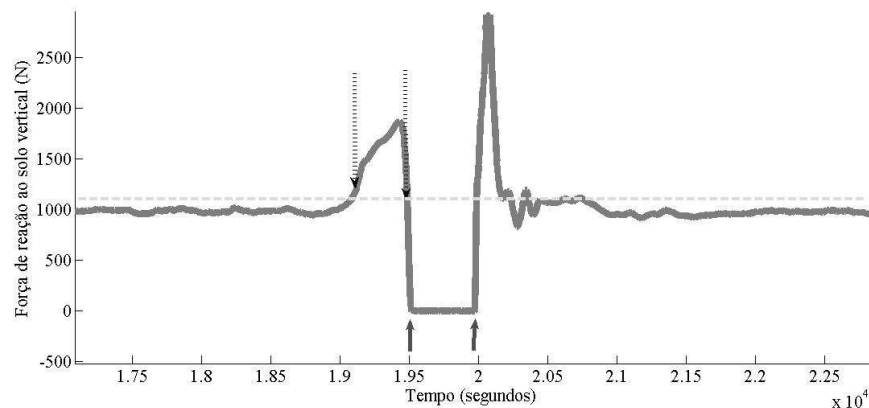


Figura 18 - Exemplo típico da curva de força de reação ao solo (FRS) vertical obtida durante um salto sem contramovimento. O tracejo horizontal de cor cinza representa o peso da massa do sujeito. As setas pequenas contínuas de cor preta indicam o tempo de vôo. As duas setas verticais com tracejo cinza mostram o período da FRS vertical usado para o cálculo da potência mecânica.

Para o cálculo da potência mecânica foram seguidos os procedimentos sugeridos por HARMAN *et al.* (1991) e JOHNSON e BEHAMONDE (1996). Dessa forma, a potência mecânica foi calculada por meio do produto entre a velocidade vertical positiva do centro de gravidade dos sujeitos e do valor de FRS vertical nos três saltos registrados pela plataforma. Primeiramente, para obtenção da velocidade vertical foi necessário calcular a aceleração vertical do centro de gravidade do sujeito. A aceleração vertical foi calculada por meio da razão da massa do sujeito pela força resultante externa que age no corpo do sujeito sobre a plataforma, sendo que a força resultante foi obtida, por sua vez, por meio da subtração da FRS vertical coletada na plataforma do valor do peso do corpo do sujeito. Em seguida, para obtenção da velocidade vertical, calculou-se a integral da aceleração vertical, considerando o período entre o primeiro valor positivo (correspondente ao peso do corpo dos sujeitos) até o primeiro momento correspondente a retirada dos pés da plataforma (Figura 18). Idealmente, a curva de FRS vertical usada para o cálculo da potência mecânica foi recortada dentro do mesmo período de tempo. Como resultado, três curvas de potência mecânica em função do tempo de salto foram construídas. O valor de pico máximo de potência mecânica das três curvas foi determinado e o maior valor encontrado entre as três curvas foi considerado para posterior análise estatística. Conforme sugerido por Bosco (1994), para permitir a comparação

entre os sujeitos, o pico de potência mecânica calculada foi dividido pela massa corporal dos sujeitos e foi expresso em W/kg.

6.5.3 Torque máximo isocinético

Os valores de torque máximos correspondentes às fases concêntrica e excêntrica das três repetições de extensão de joelho coletados ao longo do ângulo de flexão de joelho no dinamômetro isocinético em duas velocidades de execução constantes (60 e 90°/s) foram analisados em rotinas desenvolvidas no ambiente Matlab®. A rotina foi desenvolvida com propósito de extrair valores discretos de torque máximo no intervalo de 10 em 10° de flexão de joelho cada fase de execução, separadamente.

Para evitar risco de obter valores em branco devido à baixa taxa de amostragem do equipamento, uma média entre os valores de torque incluindo dois graus acima e dois graus abaixo do ângulo computado foi calculada. Os valores de torque máximo das extremidades da ADM (0 e 90°) foram desconsiderados para análise. A curva com maior valor de pico máximo de torque entre as três repetições máximas realizadas foi escolhida para posterior análise estatística. Nessa, foram considerados os valores médios de torque máximo correspondentes aos ângulos de 80, 70, 60, 50, 40, 30, 20 e 10 graus de flexão de joelho de todos os sujeitos para cada fase e para cada velocidade.

6.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise estatística foi utilizado o software SPSS 10.0. Inicialmente, a equivalência das variâncias (Teste de Levene) e a normalidade dos dados (Shapiro-Wilk) foram verificadas e confirmadas. Após, seguindo procedimentos sugeridos por Atkinson & Nevill (1998), Callegri-Jacques (2004), Pestana e Gageiro (2003), e Maia (2004), os seguintes testes estatísticos foram usados:

(1) Test t para amostras independentes para verificar se os grupos experimentais apresentavam a mesma condição inicial de FM_{iso} , FM_{din} , TMI, altura do salto e potência mecânica,

(2) Test t para amostras pareadas para verificar se havia diferenças nos valores de FM_{iso} , FM_{din} , altura do salto, entre os mesmos indivíduos dentro de cada grupo experimental, antes e depois do período controle,

(3) Teste de correlação intraclassa para avaliar a estabilidade das mudanças das variáveis FM_{iso} , FM_{din} , TMI, altura do salto e potência mecânica ao longo do tempo para cada grupo experimental separadamente.

(4) Análise gráfica das mudanças individuais ou *tracking* das mudanças para avaliar as trajetórias individuais de cada sujeito dentro de cada grupo durante o treinamento

(5) Análise de variância de dois fatores (tempo x grupo) para dados repetidos no tempo para verificar efeitos principais e interações sobre as variáveis FM_{iso} , FM_{din} , TMI, altura do salto. Comparações entre os níveis dos fatores foram feitas por meio de comparações LSD e interações significativas entre os níveis dos fatores foram investigadas por meio do comando *compare* manualmente ajustado na sintaxe do SPSS.

(6) Quando diferenças significativas foram encontradas na semana pré-treinamento na comparação entre os grupos, uma análise de variância de um fator (tempo) para dados repetidos no tempo foi realizada para verificar efeitos principais sobre a dada variável dependente, para cada grupo separadamente. Além disso, uma comparação entre os grupos utilizando o percentual de variação das mudanças ocorridas usando a equação 4, entre as semanas 0 e 14, foi realizada por meio de teste t para amostras independentes.

$$\% \text{ Mudanças} = \left(\frac{Med_{pós} - Med_{pré}}{Med_{pré}} \right) \times 100 \quad [\text{Equação 4}]$$

Em que:

$\%$ Mudanças = percentuais de variação das mudanças ocorridas entre o pré e pós-experimento.

$Med_{pós}$ = média dos valores de potência da semana 14.

$Med_{pré}$ = média dos valores da potência da semana 0.

Na ANOVA com medidas repetidas, quando a esfericidade não foi alcançada, os graus de liberdade foram corrigidos usando fator de correção epsilon de Geisser-Greenhouse. Para todas as análises realizadas, o nível de significância adotado foi de 0,05.

7. RESULTADOS

7.1 FORÇA MÁXIMA ISOMÉTRICA

As Figuras 19 e 20 ilustram as trajetórias individuais dos valores de força máxima isométrica (FM_{iso}) observadas durante o teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) realizado nas semanas pré, durante e pós treinamento de força (semana 0, 7 e 14) em cada ângulo avaliado, dentro de cada grupo. Cruzamentos nos valores da FM_{iso} entre as avaliações realizadas nas semanas 0, 7 e 14 podem indicar a presença de heterogeneidade nas respostas individuais de cada grupo.

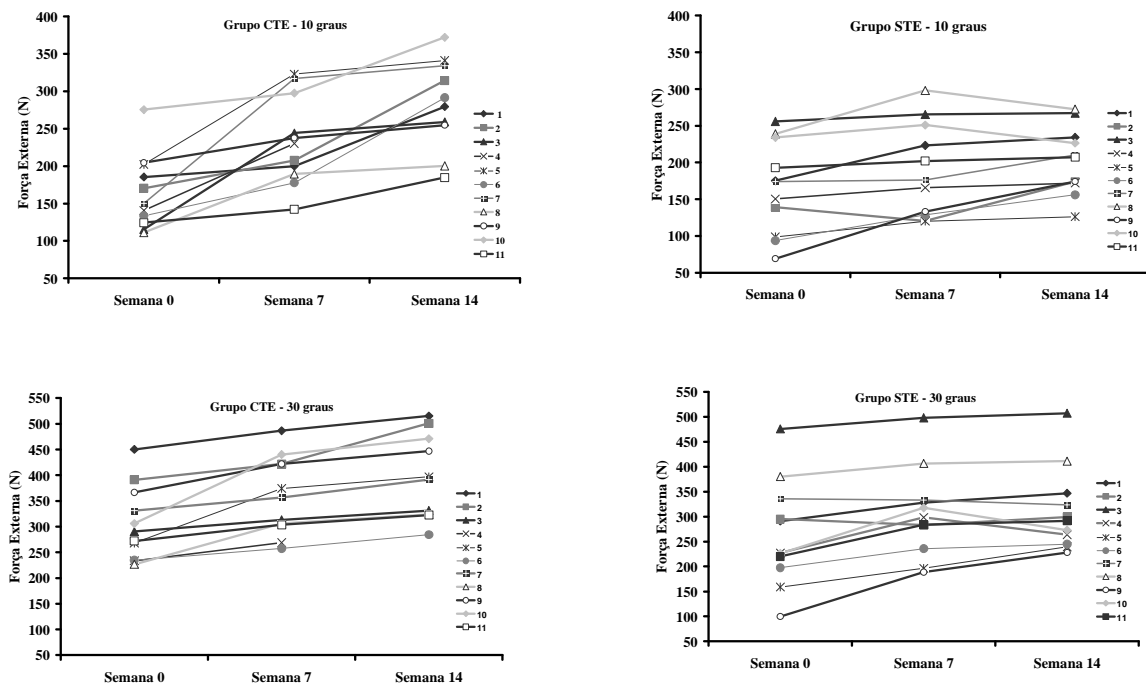


Figura 19 - Trajetórias individuais dos valores de força máxima isométrica (N) correspondentes aos ângulos de 10 e 30° de flexão de joelho. Os sujeitos estão referenciados pelos números de 1 à 11. CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico. Continua na próxima página.

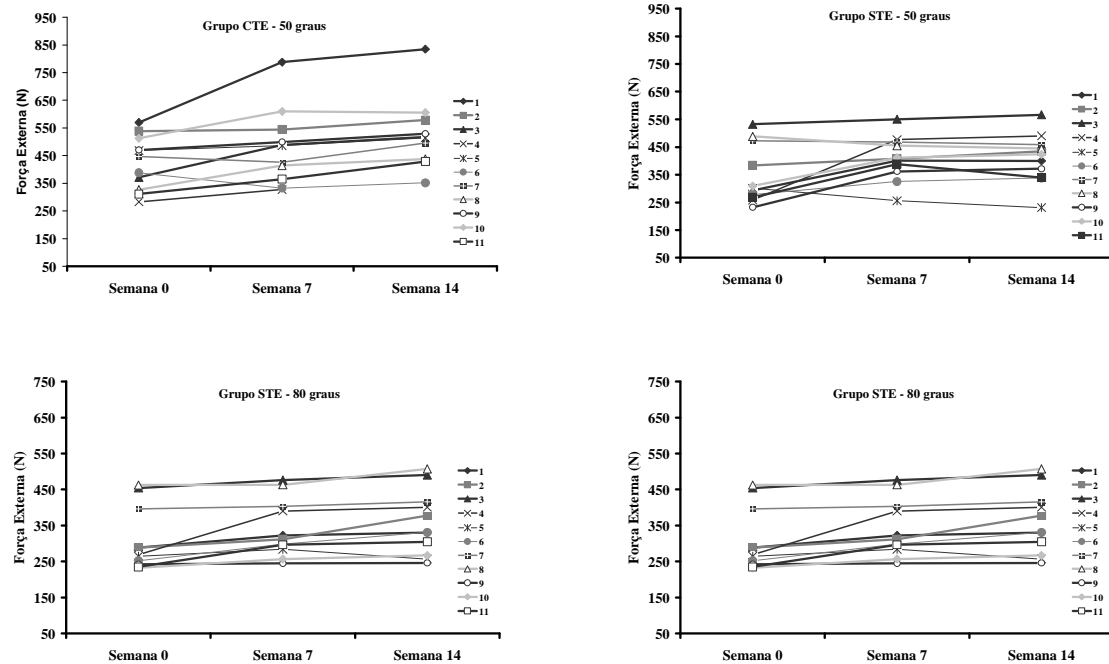


Figura 20 - Continuação das trajetórias individuais dos valores de força máxima isométrica (N) correspondente aos ângulos de 50 e 80° de flexão de joelho. CTE, Os sujeitos estão referenciados pelos números de 1 à 11 Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico.

Uma análise da estabilidade das respostas individuais no seio de cada grupo foi realizada por meio do coeficiente de correlação intraclassa (CCI) ($p < 0,05$). Os resultados estão apresentados na tabela 5.

Tabela 5 – Coeficiente de Correlação Intraclassa (CCI) e Intervalo de Confiança (IC) dos valores médios de força máxima isométrica obtidos nas três avaliações realizadas em cada ângulo avaliado.

	CCI	IC (95%)		Sig.
		inferior	superior	
CTE				
10°	0,86	0,79	0,96	,002
30°	0,94	0,83	0,98	,000
50°	0,93	0,80	0,98	,000
80°	0,98	0,93	0,99	,000
STE				
10°	0,96	0,88	0,98	,000
30°	0,97	0,93	0,99	,000
50°	0,88	0,66	0,96	,001
80°	0,97	0,91	0,99	,000

CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico.

A tabela 6 apresenta a média e o desvio padrão dos valores de FM_{iso} dos quatro ângulos de flexão de joelho medidos no teste de CVMI durante o período controle (semana -4 à semana 0) e durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14).

Tabela 6 - Média e desvio padrão dos valores de força isométrica máxima (N) nos quatro ângulos de flexão de joelho obtidos no teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) durante o período controle (semanas -4 até semana 0) e no período de treinamento de força (semanas 0, 7 e 14).

	Flexão de Joelho (graus)			
	10	30	50	80
	CTE			
Semana -4	164±48	297±59	421±116	375±102
Semana 0	164±49	306±71	426±96	387±106
Semana 7	231±58	358±75	480±134	433±117
Semana 14	283±60	398±82	529±130	473±114
	STE			
Semana -4	162±61	263±99	345±100	307±86
Semana 0	165±62	264±106	347±104	307±87
Semana 7	189±63	306±89	409±79	340±80
Semana 14	201±46	311±84	409±88	356±89

CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico.

Um teste t para amostras pareadas mostrou que não houve nenhuma mudança significativa nos valores de FM_{iso} dos extensores de joelho para os sujeitos dentro de cada grupo durante o período controle em nenhum dos ângulos avaliados ($p < 0,05$). Ainda, quando um teste t para amostras independentes foi aplicado na semana pré-treinamento (semana 0), objetivando verificar a condição inicial dos valores de FM_{iso} entre os grupos, nenhuma diferença foi encontrada em quaisquer dos ângulos medidos ($p < 0,05$).

A ANOVA *two way* (tempo x grupo) com medidas repetidas no tempo revelou um efeito principal significativo do fator tempo sobre os valores FM_{iso} dos extensores em todos os ângulos observados. Foi observado um efeito principal significativo do fator grupo sobre os valores de força isométrica no ângulo de 80° e, além disso, interações significativas entre os fatores tempo e grupo foram identificados nos ângulos de 10 e 30° (Tabela 7).

Tabela 7 - Resultados da ANOVA (tempo x grupo) com medidas repetidas para os valores de força isométrica (N) nos quatro ângulos de flexão de joelho medidos no teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14).

ANOVA								
	Ângulo flexão	^a gl	^b SQ	^c MQ	^d F	^e Sig	^f ES	^g PO
tempo	10°	2	59582,844	29792,422	43,808	,000	,830	1,0
	30°	2	46751,620	23375,810	33,296	,000	,787	1,0
	50°	1,049	48700,460	45608,383	10,504	,009	,539	,836
	80°	1,168	57460,617	35776,065	51,180	,000	,850	1
grupo	10°	1	24108,550	24108,550	2,142	,177	,192	,258
	30°	1	59008,011	59008,011	2,295	,164	,203	,273
	50°	1	156046,102	166046,102	4,973	,053	,346	,512
	80°	1	195837,865	195837,865	4,610	,043	,339	,483
tempo*grupo	10°	2	15272,348	7636,174	9,493	,002	,513	,556
	30°	2	3299,566	1649,783	3,740	,044	,294	,608
	50°	1,270	5419,783	4566,596	1,881	,199	,173	,263
	80°	2	8075,416	4630,234	5,65	,114	,386	,750

^aGraus de liberdade, ^bSoma quadrática das médias tipo III. ^cMédia quadrática. ^dValor F do teste da Anova Univariada. ^eSignificância encontrada no teste. ^fEta Square. ^gPoder observado.

As Figuras 21 a 24 apresentam o resultado da comparação entre os níveis dos fatores tempo e grupo. Na comparação entre os níveis dos fatores em que interações foram significativas, diferenças entre os grupos foram notadas apenas na última semana de avaliação (semana 14), sendo que o grupo CTE apresentou maiores valores de FM_{iso} para o ângulo de 10° do que o grupo STE (Figura 21).

A Figura 22 mostra que o fator tempo influenciou mudanças estatisticamente significativas nos valores absolutos de FM_{iso} avaliada no ângulo de 30°, entre as semanas 7 e 14, somente para o grupo CTE. Nas comparações realizadas no ângulo de 50° de flexão de joelho, diferenças entre todas as semanas de avaliação foram constatadas para cada grupo separadamente (Figura 23). Ainda, na comparação realizada entre os grupos, no ângulo de 80°, maiores valores de FM_{iso} foram observados para o grupo CTE (Figura 24).

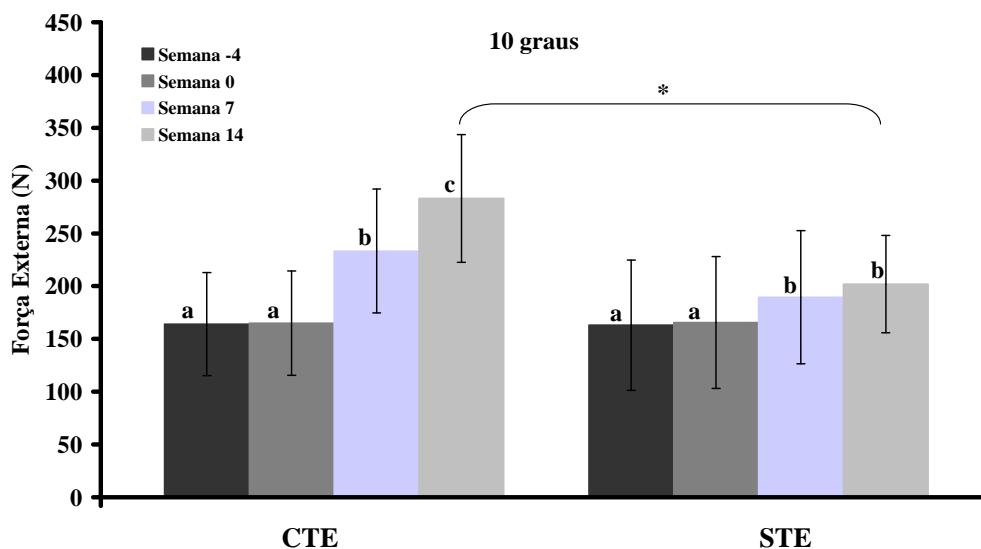


Figura 21 - Média, desvio padrão e comparação dos valores de força isométrica obtidos no teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) no período de treinamento de força para o ângulo de 10 graus. Letras iguais indicam semelhanças entre os níveis do fator tempo dentro de cada grupo. O asterisco indica diferenças entre os grupos, para cada nível.

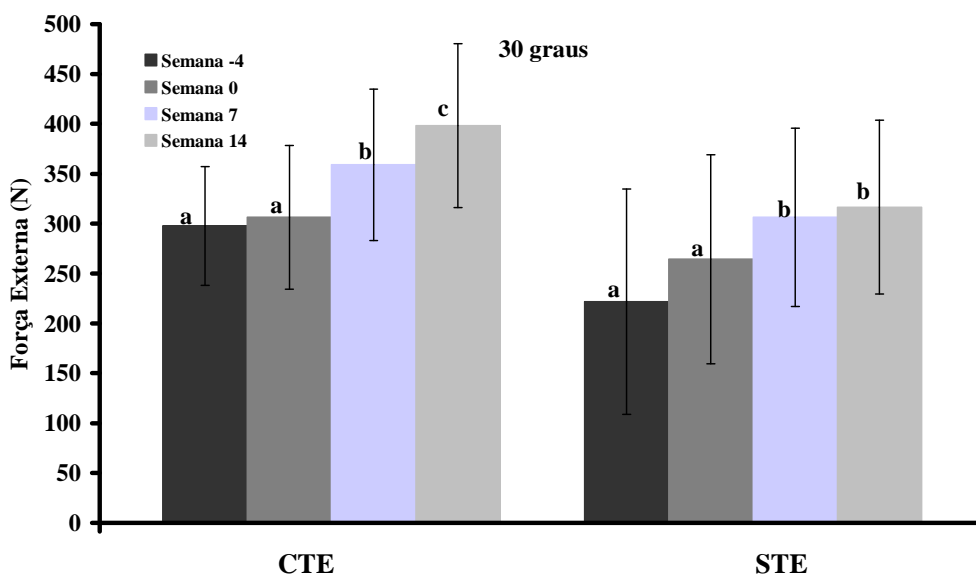


Figura 22 - Média, desvio padrão e comparação dos valores de força isométrica obtidos no teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) no período de treinamento de força para o ângulo de 30 graus. Letras iguais indicam semelhanças entre os níveis do fator tempo dentro de cada grupo. O asterisco indica diferenças entre os grupos, para cada nível.

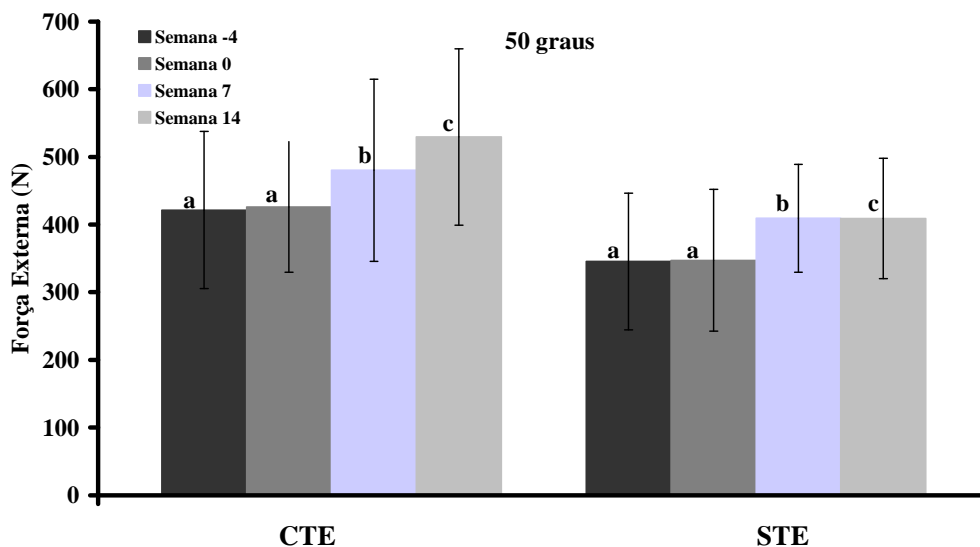


Figura 23 - Média, desvio padrão e comparação dos valores de força isométrica obtidos no teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) no período de treinamento de força para o ângulo de 50 graus. Letras iguais indicam semelhanças entre os níveis do fator tempo dentro de cada grupo. O asterisco indica diferenças entre os grupos, para cada nível.

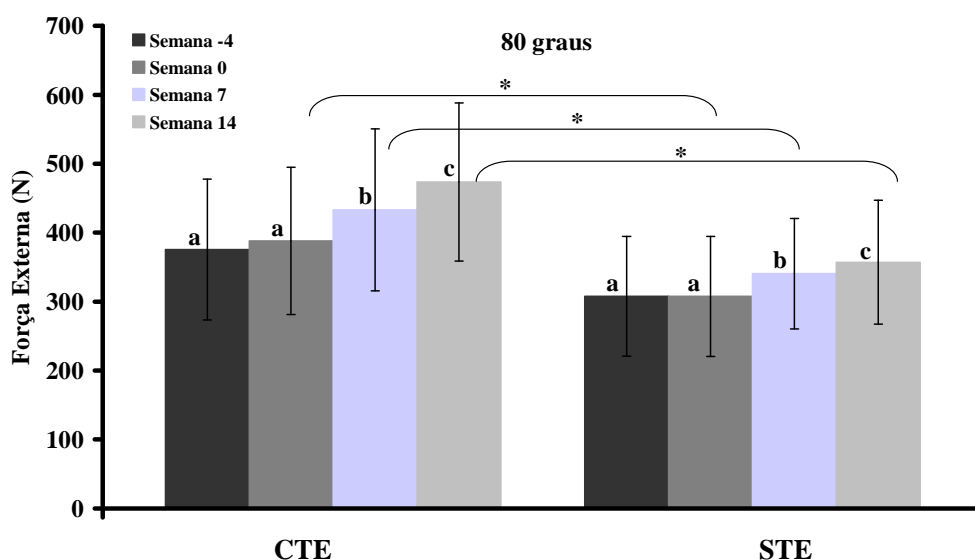


Figura 24 - Média, desvio padrão e comparação dos valores de força isométrica obtidos no teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI) no período de treinamento de força para o ângulo de 80 graus. Letras iguais indicam semelhanças entre os níveis do fator tempo dentro de cada grupo. O asterisco indica diferenças entre grupos, para cada nível.

7.2 FORÇA MÁXIMA DINÂMICA ISOTÔNICA

A Figura 25 ilustra o desempenho individual da força máxima dinâmica isotônica (FMD_{din}) de cada sujeito de ambos os grupos avaliada por meio do teste de uma repetição máxima (1RM) nas semanas 0, 7 e 14 do período de treinamento de força. A Tabela 8 apresenta o resultado da avaliação da estabilidade das modificações intra-indivíduos observadas na FMD_{din} por meio do teste de correlação intraclass ($p < 0,05$).

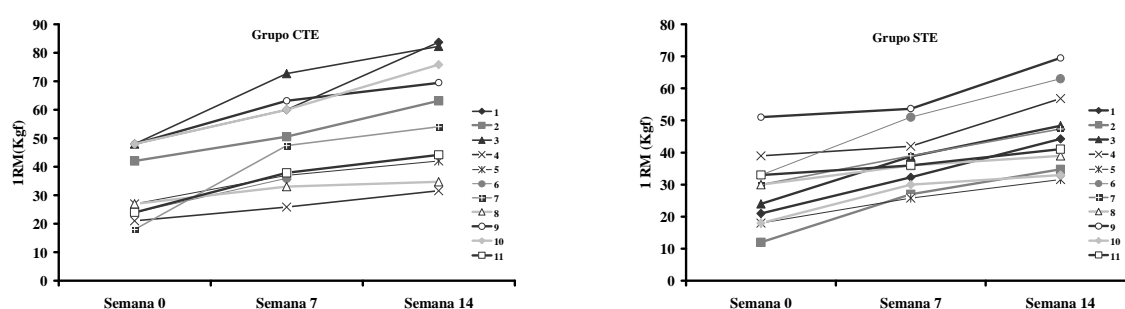


Figura 25 - Trajetórias individuais dos valores de força máxima dinâmica isotônica obtidas no teste de uma repetição máxima (1RM). Os sujeitos estão referenciados pelos números de 1 à 11. CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico.

Tabela 8 – Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) e Intervalo de Confiança (IC) de cada grupo para os valores de força máxima isotônica (Kg) obtidos nas três avaliações realizadas durante o treinamento.

	CCI	IC (95%)		Sig.
		inferior	superior	
CTE				
1RM	0,95	0,85	0,98	,000
STE				
1RM	0,95	0,86	0,98	,000

CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico.

A Tabela 9 apresenta a média e o desvio padrão dos valores de FMD_{din} obtidos no teste de 1RM, expressos em kg, durante o período controle (semanas -4 à semana 0) e durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14).

Tabela 9 – Média, desvio padrão e estimativa do intervalo de confiança dos valores de força (kg) obtidos no teste uma repetição máxima (1RM) nas semanas -4, 0, 7 e 14.

Semanas	Grupos	1RM (kg)		IC (95%)	
		Média e SD	inferior	superior	
-4	CTE	33±11	18,00	41,00	
	STE	27±10	12,00	51,00	
0	CTE	35±12	25,99	44,20	
	STE	27±11	19,89	35,86	
7	CTE	48±15	37,89	59,57	
	STE	36±8	28,95	41,33	
14	CTE	58±19	44,13	72,04	
	STE	44±11	36,18	52,95	

CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico.

No intuito de verificar a condição inicial de FMD_{din} antes do início do treinamento, ambos os grupos foram comparados na semana de pré-treinamento (Semana 0). O teste estatístico mostrou que não houve diferenças significativas entre os grupos ($p < 0,05$). Além disso, um teste t para amostras pareadas revelou ausência de mudança no período controle dentro de cada grupo ($p < 0,05$). A Tabela 10 apresenta o resultado da ANOVA *two way* (tempo x grupo) com medidas repetidas no tempo para os valores de FMD_{din} .

Tabela 10 - Resultados da ANOVA (tempo x grupo) com medidas repetidas no tempo para os valores de força máxima (kg), obtidos no teste de uma repetição máxima (1RM) durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14).

	ANOVA					
	^a Soma Q	^b Média Q	^c F	^d Sig	^e ES	^f PO
tempo	3995,663	1997,831	61,047	,000	,872	1,0
grupo	1997,186	1997,186	3,965	,078	3,957	,428
tempo*grupo	122,356	61,178	3,436	,054	,276	,569

^aGraus de liberdade, ^bSoma quadrática das médias tipo III. ^cMédia quadrática. ^dValor F do teste da Anova Univariada. ^eSignificância encontrada no teste. ^f*Eta Square*. ^g Poder observado.

Na Tabela 10 é possível verificar que a análise estatística apresentou um efeito principal significativo do fator tempo sobre os valores de força medidos no teste de 1RM, sendo que essa diferença foi observada entre todos os níveis investigados. Não foi observado efeito principal significativo do fator grupo ou interações significativas. Para efeitos visuais, as diferenças encontradas entre os níveis do fator tempo estão ilustradas para cada grupo separadamente, na Figura 26.

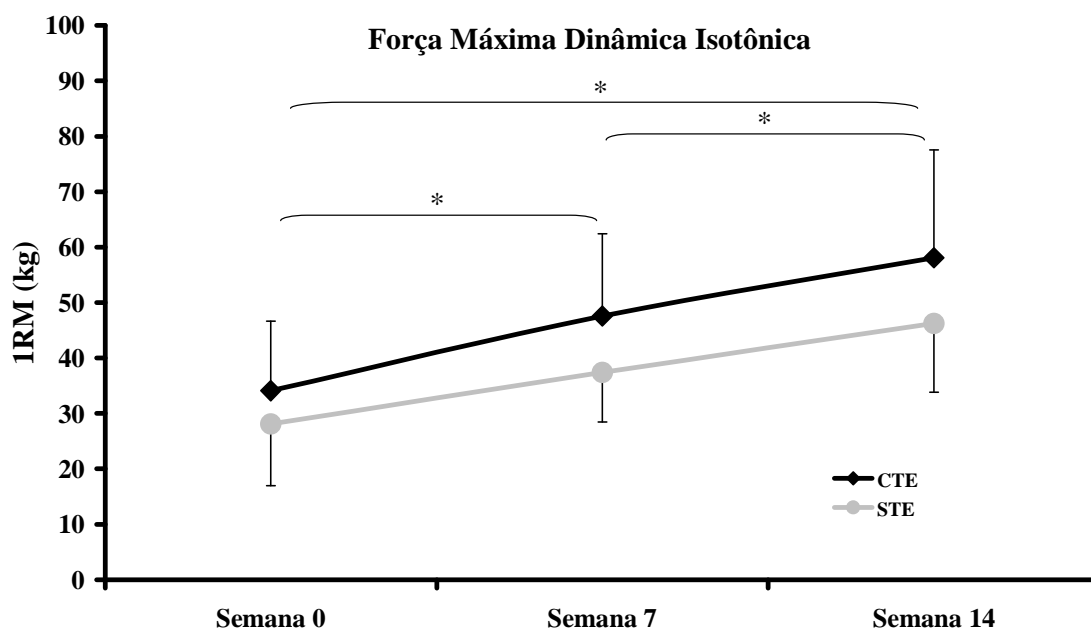


Figura 26 - Média e desvio padrão dos valores de força máxima isotônica obtidos no teste de uma repetição máxima (1RM) durante o período de treinamento de força e comparação entre os níveis do fator tempo

7.3 SALTO SEM CONTRAMOVIMENTO

O rendimento do salto sem contramovimento (SSC) realizado sob uma plataforma de força foi examinado por meio de parâmetros de altura do salto e potência mecânica. A altura foi calculada usando a fórmula de Bosco (1994) e está apresentada em metros (m). A potência mecânica calculada por meio do produto da velocidade vertical do centro de massa do corpo do saltador e da força vertical do peso do corpo do próprio, é expressa em Watts (W) e normalizada pela massa corporal (kg) conforme sugerido por Bosco (1994). Durante o texto, para uma maior aproximação com a literatura o termo potência mecânica calculada será

substituído pelo termo potência muscular. A seguir, objetivando melhor entendimento, cada um desses parâmetros será apresentado separadamente.

7.3.1 Altura do SSC

A Figura 27 apresenta a trajetória individual dos valores de altura do SSC de ambos os grupos. Em seguida, a Tabela 11 apresenta o CCI realizado entre os valores de altura (m) das três avaliações durante o período de treinamento de força.

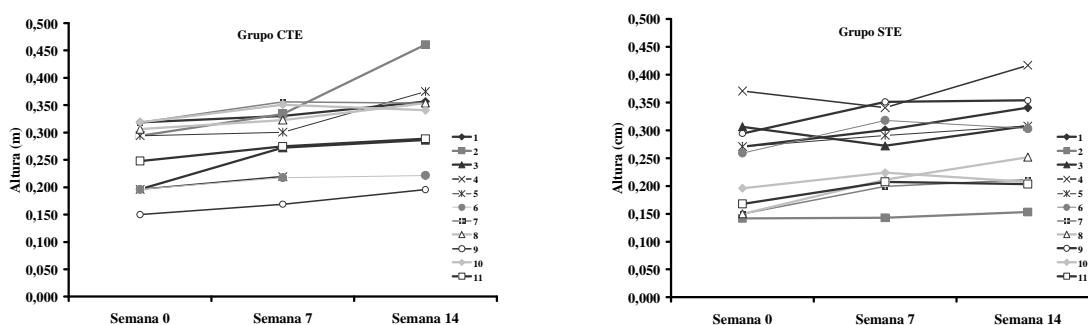


Figura 27 - Trajetórias individuais da altura (m) obtidas no SSC de ambos os grupos. Os sujeitos estão referenciados pelos números de 1 à 11.

Tabela 11 – Valores médios de Coeficiente de Correlação Intraclassa (CCI) e Intervalo de Confiança (IC) de cada grupo para os valores de altura (m) obtidos no salto sem contramovimento (SSC) nas três avaliações realizadas durante o treinamento.

	CCI	IC (95%)		Sig.
		inferior	superior	
CTE	0,94	0,84	0,98	0,000
STE	0,97	0,91	0,99	0,000

CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico

A Tabela 12 apresenta a média, o desvio padrão e o IC encontrado dos valores de altura de cada grupo obtidos no SSC, nas semanas 0, 7 e 14

Tabela 12 – Média, desvio padrão e estimativa do intervalo de confiança (IC) dos valores de altura (m) de cada grupo obtidos no salto sem contramovimento (SSC) nas semanas 0, 7 e 14.

Semanas	Grupos	Altura (m)	IC (95%)	
		Média e SD	inferior	superior
0	CTE	0,26±0,06	0,21	0,30
	STE	0,22±0,07	0,17	0,26
7	CTE	0,29±0,06	0,24	0,33
	STE	0,25±0,06	0,20	0,29
14	CTE	0,26±0,07	0,26	0,37
	STE	0,23±0,07	0,21	0,31

CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico.

A análise estatística mostrou que os grupos avaliados apresentaram valores iguais de altura do SSC antes do início do treinamento ($p < 0,05$) e, que não houve alterações durante o período controle ($p < 0,05$). Quando ANOVA *two way* (tempo x grupo) com medidas repetidas foi realizada, somente um efeito principal do fator tempo foi notado (Tabela 13).

Tabela 13 - Resultados da ANOVA com medidas repetidas (tempo x grupo) para os valores de altura de salto (m) obtidos no teste sem contramovimento (SSC) durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14)

	ANOVA						
	^a gl	^b SQ	^c MQ	^d F	^e Sig	^f ES	^g PO
tempo	2	2,651E-02	1,326E-02	34,647	,000	,794	1,0
grupo	1	3,441E-03	3,441E-03	1,684	,227	,158	,213
tempo*grupo	2	9,645E-04	4,822E-04	,726	,498	,075	,154

^aGraus de liberdade, ^bSoma quadrática das médias tipo III. ^cMédia quadrática. ^dValor F do teste da Anova Univariada. ^eSignificância encontrada no teste. ^fEta Square. ^gPoder observado

A Figura 28 apresenta a média, o desvio padrão e a comparação dos valores de altura do SSC entre todos os níveis do fator tempo.

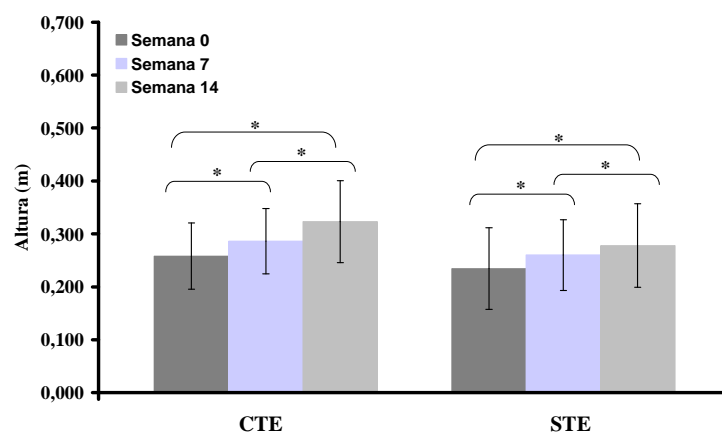


Figura 28 - Média, desvio padrão e comparação entre os níveis do fator tempo para a altura (m) do salto sem contramovimento (SSC). O asterisco indica diferenças significativas

7.3.2 Potência Muscular

Como o parâmetro potência muscular apresentou trajetória individual muito similar àquela observada para altura do salto evitou-se apresentar a mesma figura novamente. Além disso, a estabilidade entre os resultados de potência pôde ser confirmada por meio do CCI médio obtido entre as semanas de avaliação (Tabela 14).

Tabela 14 – Valores médios de Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) e Intervalo de Confiança (IC) para os valores de potência mecânica (W/kg) de cada grupo obtidos no salto sem contramovimento (SSC) nas três avaliações realizadas durante o treinamento.

	CCI	IC (95%)		Sig.
		inferior	superior	
CTE	0,96	0,91	0,99	0,000
STE	0,99	0,97	0,99	0,000

CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico

A Tabela 15 apresenta os valores de média, desvio padrão e estimativa do intervalo de confiança (IC) dos valores de potência mecânica (W/kg) obtidos no salto sem contramovimento (SSC) nas semanas 0, 7 e 14.

Tabela 15 – Média, desvio padrão e estimativa do intervalo de confiança (IC) dos valores de potência mecânica (W/kg) obtidos no salto sem contramovimento (SSC) nas semanas 0, 7 e 14.

Semanas	Grupos	(W/kg)	IC (95%)	
		Média e SD	inferior	superior
0	CTE	82±17	70	94
	STE	67±11	59	75
7	CTE	79±20	65	93
	STE	69±12	60	77
14	CTE	87±17	75	99
	STE	72±11	64	80

CTE, Grupo com tubo elástico, STE, Grupo sem tubo elástico.

Como diferenças significativas foram encontradas entre os grupos antes do início do treinamento (Semana 0), em que o grupo CTE apresentou maiores valores de potência mecânica que o grupo STE ($p = 0,024$), optou-se por verificar os efeitos do fator tempo para cada grupo, separadamente (Tabela 16). Como resultado, foi observado que os valores de potência muscular não foram influenciados pelo fator tempo em nenhum dos grupos experimentais avaliados. Em adição, uma comparação entre o percentual de variação das mudanças (equação 4) ocorridas entre as semanas 0 e 14 foi realizada. Nessa análise, verificou-se que os grupos não apresentaram diferenças significativas entre si (Tabela 17).

Tabela 16 - Resultados da ANOVA one way com medidas repetidas para os valores de potência muscular (W/kg) realizada separadamente para cada grupo avaliado durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14).

		ANOVA				
	Potência (W/kg)	^a gl	^b SQ	^c MQ	^d F	^e Sig
tempo	<i>grupo CTE</i>	2	344,249	172,125	,495	,615
	<i>grupo STE</i>	2	145,280	72,640	,503	,610

^aGraus de Liberdade; ^bSoma quadrática das médias tipo III. ^cMédia quadrática. ^dValor F do teste da Anova Univariada. ^eSignificância encontrada no teste. .

Tabela 17– Média, desvio padrão e resultados da comparação entre os valores relativos de potência (%) obtidos no teste sem contramovimento (SSC) nas semanas 7 e 14.

Semanas	Grupos	%	IC (95%)		Sig
		Média e SD	inferior	superior	
0 e 14	CTE	4 ± 11	-3	12	0,476
	STE	8 ± 9	1	14	

CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico.

7.4 TORQUE MÁXIMO ISOCINÉTICO

Para ambas velocidades (60 e 90°/s), os valores máximos de torque isocinético (TM_{cin}) foram plotados em função do ângulo de flexão nas fases concêntricas e excêntricas. A partir desta curva foram extraídos os valores de força representativos dos ângulos de 80, 70, 60, 50, 40, 30, 20 e 10 graus de flexão de joelho. Em seguida será apresentado o comportamento típico das trajetórias individuais obtidas para os valores de torque isocinético em todos ângulos medidos, em todas as situações avaliadas (fases e velocidades). As Figuras 29 e 30 abaixo referem-se especificamente a fase concêntrica, na velocidade de 90°/s, com ambos os grupos dispostos lado a lado.

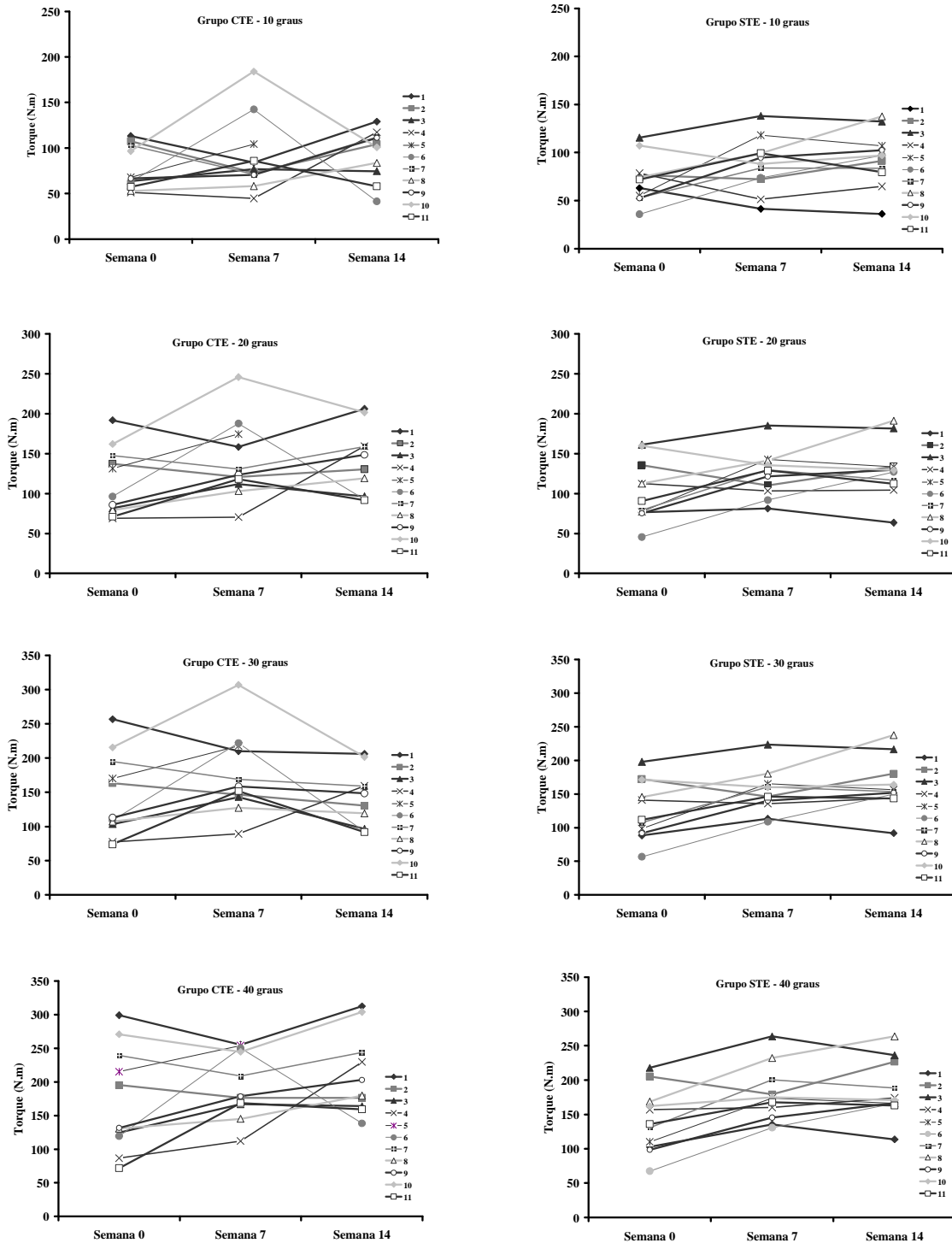


Figura 29 - Trajetórias individuais do torque isocínético (N.m) dos grupos CTE e STE para os ângulos de 10 a 40 graus de flexão de joelho. Os sujeitos estão referenciados pelos números de 1 à 11

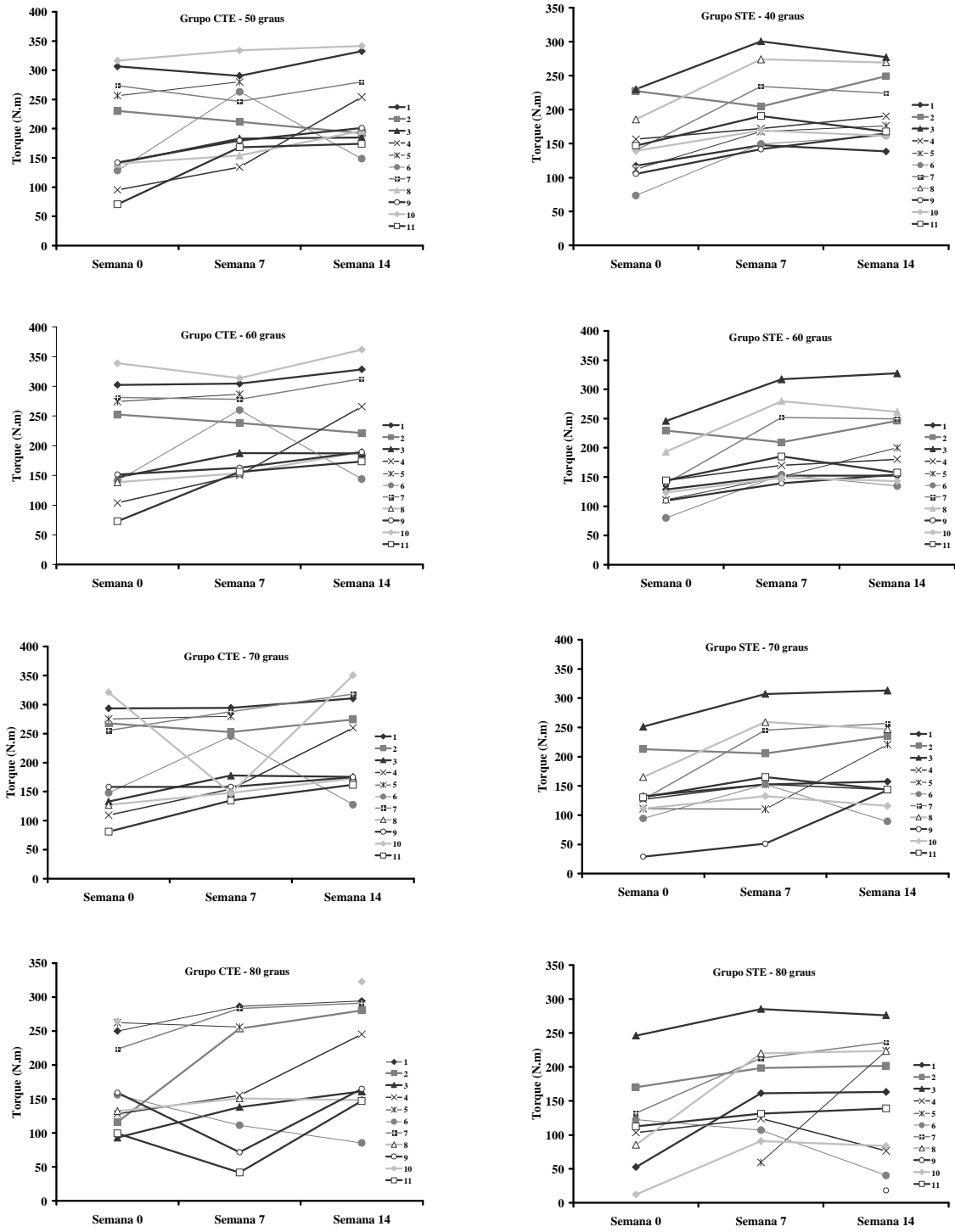


Figura 30 - Trajetórias individuais do torque isocinético (N.m) dos grupos CTE e STE para os ângulos de 50 a 80 graus de flexão de joelho. Os sujeitos estão referenciados pelos números de 1 à 11

A Tabela 18 apresenta o CCI obtido para os valores de TM_{cin} das três avaliações realizadas nas semanas 0, 7 e 14, no período de treinamento, para cada velocidade e fase de execução.

Tabela 18 - Coeficiente de Correlação Intraclasse (CCI) de cada grupo para os valores de torque máximo isocinético (N/m) obtidos nas três avaliações realizadas, em cada ângulo de medida ($p < 0,05$)

Graus	CCI			
	Concêntrica 60°/s	Excêntrica 60°/s	Concêntrica 90°/s	Excêntrica 90°/s
	CTE			
10	0,66	0,60	0,19#	0,66
20	0,67	0,79	0,79	0,77
30	0,66	0,80	0,73	0,83
40	0,77	0,85	0,73	0,91
50	0,83	0,83	0,89	0,90
60	0,83	0,80	0,81	0,80
70	0,70	0,70	0,71	0,73
80	0,68	0,66	0,77	0,67
	STE			
10	0,70	0,72	0,74	0,63
20	0,76	0,78	0,79	0,44#
30	0,73	0,80	0,76	0,69
40	0,83	0,90	0,90	0,86
50	0,85	0,91	0,92	0,89
60	0,90	0,90	0,94	0,91
70	0,74	0,80	0,81	0,84
80	0,69	0,68	0,70	0,79

CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico

As tabelas 19 e 20 apresentam a média e o desvio padrão dos valores de TM_{cin} obtidos durante as fases concêntrica e excêntrica realizadas em 90°/s e durante as fases realizadas em 60°/s, respectivamente.

Tabela 19 – Média e desvio padrão dos valores de torque máximo isocinético nas fases concêntricas e excêntricas obtidos durante as velocidades de 90°/s.

CTE						
	SEMANA 0		SEMANA 7		SEMANA 14	
graus	concêntrica	excêntrica	concêntrica	excêntrica	concêntrica	excêntrica
10	77±24	124±39	89±42	142±49	93±28	146±44
20	112±44	186±58	137±49	198±57	140±42	203±60
30	141±62	240±74	172±60	237±57	177±53	246±78
40	167±79	274±82	190±47	273±81	211±60	281±93
50	184±89	277±96	216±64	290±90	230±68	299±95
60	193±92	272±99	220±65	299±91	237±75	296±108
70	189±86	262±124	199±62	275±124	232±79	320±124
80	135±44	133±132	161±78	217±128	193±82	300±122

STE						
	SEMANA 0		SEMANA 7		SEMANA 14	
graus	concêntrica	excêntrica	concêntrica	excêntrica	concêntrica	excêntrica
10	72±24	90±37	84±27	119±27	92±30	112±26
20	104±38	115±43	123±29	170±36	129±37	163±37
30	128±44	140±47	151±33	211±49	163±41	203±55
40	144±47	181±49	178±42	244±62	187±43	233±63
50	152±50	210±64	198±55	257±70	200±50	247±77
60	153±52	191±60	200±62	255±81	201±66	258±90
70	138±61	185±82	182±73	246±83	184±73	251±98
80	138±54	183±94	183±64	189±103	171±88	184±69

CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico

Tabela 20 – Média e desvio padrão dos valores de torque máximo isocinético nas fases concêntricas e excêntricas obtidos durante as velocidades de 60°/s.

CTE						
	SEMANA 0		SEMANA 7		SEMANA 14	
graus	concêntrica	excêntrica	concêntrica	excêntrica	concêntrica	excêntrica
10	90±8	125±53	100±48	134±54	111±34,94	143±50
20	125±50	182±75	135±59	184±66	146±45,02	195±60
30	163±70	231±107	173±66	220±73	186±55,72	241±72
40	196±85	255±102	208±72	253±81	224±72,81	277±100
50	215±89	249±81	232±75	268±89	254±84,11	320±120
60	221±90	269±87	234±77	272±94	264±85,99	324,5±134
70	220±95	245±84	215±85	242±102	266±85,83	308±134
80	165±70	182±62	155±98	223±88	234±86,13	290±145

STE						
	SEMANA 0		SEMANA 7		SEMANA 14	
graus	concêntrica	excêntrica	concêntrica	excêntrica	concêntrica	excêntrica
10	84±23	103±27	84±14	113±18	89±20	121±27
20	109±30	143±39	121±24	164±31	125±25	170±37
30	130±32	171±49	153±32	220±72	163±34	209±50
40	154±37	194±56	180±43	239±62	196±47	247±64
50	167±38	203±66	202±57	257±72	223±62	268±73
60	175±41	212±76	208±57	245±77	228±69	284±87
70	173±47	183±80	208±53	206±91	221±70	264±77
80	161±50	171±79	199±49	181±89	201±54	239±57

CTE, Grupo com tubo elástico. STE, Grupo sem tubo elástico

Na análise descritiva foi possível observar que em ambos os grupos e velocidades há uma tendência dos valores de TM_{cin} de cada ângulo da fase excêntrica serem maiores que os seus pares da fase concêntrica. Do mesmo modo, ao comparar qualitativamente os valores de TM_{cin} entre os grupos, notou-se que o grupo CTE mostrou, na maioria dos casos, valores maiores de TM_{cin} que o grupo STE. As Tabelas 20 a 23 mostram o resultado da ANOVA com medidas repetidas para a fase concêntrica e excêntrica, nas velocidades de 60 e 90°/s, para todos os ângulos. Como resultado, um efeito principal do treinamento (fator tempo) sobre o torque isocinético foi evidenciado em todos os ângulos medidos e em todas as fases e velocidades avaliadas. Com exceção de 80°, na fase concêntrica, não foram observadas

diferenças significativas entre os grupos e interações significativas foram encontradas somente para os ângulos de 30 e 40° na fase excêntrica e na velocidade de 90°. Nesses posições angulares, o grupo CTE apresentou valores de TM_{cin} maiores que o grupo STE na avaliação realizada na semana 14 ($p < 0,05$). Entretanto, nesses ângulos diferenças significativas foram observadas entre os grupos durante a semana pré-treinamento.

Tabela 21 - Resultados da ANOVA com medidas repetidas (tempo x grupo) para os valores absolutos de torque isocinético nos oito ângulos de flexão de joelho para fase concêntrica na velocidade de 90°/s durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14).

		ANOVA*						
	Ângulo Flexão	^a gl	^b SQ	^c MQ	^d F	^e Sig	^f ES	^g PO
tempo	10	2	3177,685	1588,843	2,436	,116	,213	,426
	20	2	7779,440	3889,720	6,000	,010	,400	,820
	30	2	13626,313	6813,673	8,478	,003	,485	,932
	40	2	19431,918	9715,959	9,955	,001	,525	,964
	50	2	25554,907	12777,453	12,928	,000	,590	,991
	60	2	23632,257	11816,128	11,458	,001	,560	,982
	70	2	20387,486	10193,743	5,456	,014	,377	,780
	80	2	15761,977	7880,988	3,672	,057	,380	,560
grupo	10	1	184,027	184,027	,105	,012	,105	,060
	20	1	1806,446	1806,446	,404	,541	,043	,088
	30	1	3821,766	3821,766	,513	,492	,054	,098
	40	1	5657,873	5657,873	,593	,461	,062	,106
	50	1	10786,184	10786,184	,809	,392	,083	,127
	60	1	15305,715	15305,715	1,005	,342	,100	,146
	70	1	22765,396	22765,396	1,822	,210	,168	,227
	80	1	,881	,881	,000	,992	,000	,050
tempo*grupo	10	2	47,413	23,707	,036	,964	,004	,055
	20	2	121,285	60,642	,084	,920	,009	,061
	30	2	187,649	93,824	,101	,904	,011	,202
	40	2	448,245	224,123	,225	,801	,024	,080
	50	2	577,567	288,783	,302	,743	,032	,091
	60	2	1129,999	564,999	,675	,522	,070	,146
	70	2	3478,801	1739,400	1,273	,304	,124	,241
	80	2	3464,854	1732,427	1,245	,323	,172	,220

^aGraus de Liberdade ^bSoma quadrática das médias tipo III. ^cMédia quadrática. ^dValor F do teste da Anova Univariada. ^esignificância encontrada no teste. ^fEta Square. ^gPoder observado.

Tabela 22- Resultados da ANOVA com medidas repetidas (tempo x grupo) para os valores absolutos de torque isocinético nos oito ângulos de flexão de joelho para fase excêntrica na velocidade de 90°/s durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14).

		ANOVA*						
	Ângulo Flexão	^a gl	^b SQ	^c MQ	^d F	^e Sig	^f ES	^g PO
tempo	10	2	6935,785	3467,893	4,736	,022	,345	,717
	20	2	14613,472	7306,736	6,596	,007	,423	,856
	30	2	15447,097	7723,548	8,039	,003	,472	,919
	40	2	12565,526	6282,763	5,614	,013	,384	,792
	50	2	12072,374	6036,187	2,600	,102	,224	,451
	60	2	27698,927	13849,463	8,337	,003	,481	,928
	70	2	34786,558	17393,279	5,510	,015	,408	,775
	80	2	49452,014	24726,007	3,414	,067	,363	,528
grupo	10	1	13992,035	13992,035	5,521	,043	,380	,554
	20	1	32994,614	32994,614	6,557	,031	,421	,627
	30	1	47922,483	47922,483	5,019	,052	,358	,516
	40	1	48153,459	48153,459	3,194	,108	,262	,359
	50	1	39206,515	39206,515	2,084	,183	,188	,253
	60	1	44446,733	44446,733	2,170	,175	,194	,261
	70	1	46564,392	46564,392	1,856	,210	,188	,225
	80	1	10555,073	10555,073	,296	,606	,047	,075
tempo*grupo	10	2	371,415	185,708	,192	,827	,021	,075
	20	2	4827,285	2413,642	1,567	,236	,148	,288
	30	2	15113,623	7556,811	4,534	,025	,335	,697
	40	2	10960,430	5480,215	3,693	,045	,291	,602
	50	2	2799,719	1399,860	,878	,433	,089	,177
	60	2	5237,313	2618,657	2,127	,148	,191	,378
	70	2	61119,314	3059,657	,638	,451	,074	,138
	80	2	48466,829	24233,414	6,950	,010	,537	,842

^aGraus de Liberdade. ^bSoma quadrática das médias tipo III. ^cMédia quadrática. ^dValor F do teste da Anova Univariada. ^esignificância encontrada no teste. ^fEta Square. ^gPoder observado.

Tabela 23 - Resultados da ANOVA com medidas repetidas (tempo x grupo) para os valores absolutos de torque isocinético nos oito ângulos de flexão de joelho para fase concêntrica na velocidade de 60°/s durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14).

		ANOVA*						
	Ângulo Flexão	^a gl	^b SQ	^c MQ	^d F	^e Sig	^f ES	^g PO
tempo	10	2	1933,004	966,502	2,955	,078	,247	,503
	20	2	3275,135	1637,567	3,654	,047	,289	,597
	30	2	7829,893	3914,946	6,847	,006	,432	,869
	40	2	12359,999	6180,000	9,038	,002	,501	,947
	50	2	22471,180	11235,590	13,324	,000	,597	,992
	60	2	23228,688	11614,344	24,887	,000	,734	1,0
	70	1,231	22134,515	11067,257	11,361	,006	,587	,978
	80	2	25488,451	12744,225	8,352	,004	,544	,915
grupo	10	1	3113,249	3113,249	1,155	,310	,114	,161
	20	1	4414,494	4414,494	,793	,396	,081	,126
	30	1	10066,862	10066,862	1,112	,319	,110	,157
	40	1	16103,650	16103,650	1,214	,299	,119	,167
	50	1	19817,896	19817,896	1,272	,288	,124	,173
	60	1	20095,289	20095,289	1,299	,284	,126	,175
	70	1	14197,231	14197,231	,997	,347	,111	,143
	80	1	65,170	65,170	,007	,934	,001	,051
tempo*grupo	10	2	613,260	306,630	,600	,559	,063	1,34
	20	2	116,577	58,289	,093	,912	,010	,062
	30	2	465,217	232,608	,251	,781	,027	,083
	40	2	650,695	325,347	,279	,760	,030	,087
	50	2	1009,666	504,833	,385	,686	,041	,103
	60	2	776,317	388,158	,452	,644	,048	,112
	70	2	4542,621	2271,311	1,245	,314	,135	,232
	80	2	12016,778	6008,389	2,853	,091	,290	,469

^aGraus de Liberdade ^bSoma quadrática das médias tipo III. ^cMédia quadrática. ^dValor F do teste da Anova Univariada. ^eSignificância encontrada no teste. ^fEta Square. ^gPoder observado.

Tabela 24 - Resultados da ANOVA com medidas repetidas (tempo x grupo) para os valores absolutos de torque isocinético nos oito ângulos de flexão de joelho para fase excêntrica na velocidade de 60°/s durante o período de treinamento de força (semanas 0,7 e 14).

		ANOVA*						
	Ângulo Flexão	^a gl	^b SQ	^c MQ	^d F	^e Sig	^f ES	^g PO
tempo	10	2	3146,554	1573,277	2,322	,127	,205	,409
	20	2	4005,627	2002,814	2,280	,131	,202	,402
	30	2	5701,139	2850,569	2,254	,134	,200	,398
	40	2	14203,747	7101,873	5,708	,012	,388	,799
	50	2	45805,095	22902,547	10,282	,001	,533	,969
	60	2	43398,072	21699,036	6,323	,008	,413	,840
	70	2	60811,754	30405,877	5,556	,013	,382	,788
	80	2	66131,426	33065,713	6,901	,008	,496	,854
grupo	10	1	7068,307	7068,307	1,625	,234	,153	,208
	20	1	11355,121	11355,121	1,356	,274	,131	,181
	30	1	18895,770	18895,770	1,268	,289	,123	,172
	40	1	18645,347	18645,347	,967	,351	,097	,143
	50	1	19936,033	19936,033	1,243	,294	,121	,170
	60	1	25569,720	25569,720	1,524	,248	,145	,198
	70	1	33721,633	33721,633	2,879	,124	,242	,329
	80	1	13912,738	13912,738	1,289	,294	,156	,167
tempo*grupo	10	2	2,670	1,335	,002	,998	,000	,050
	20	2	967,928	483,964	,455	,642	,048	,113
	30	2	5485,426	2742,713	2,386	,130	,203	,403
	40	2	5959,844	2979,922	2,301	,129	,204	,406
	50	2	4907,004	2453,502	1,509	,248	1,44	,279
	60	2	2172,427	1086,213	,761	,482	,078	,159
	70	2	1736,896	868,448	,559	,582	,058	,128
	80	2	3274,357	1637,179	,413	,669	,056	,104

^aGraus de Liberdade ^bSoma quadrática das médias tipo III. ^cMédia quadrática. ^dValor F do teste da Anova Univariada. ^eSignificância encontrada no teste. ^fEta Square. ^gPoder observado.

Nas Figuras 31 a 38 são apresentados os valores de média e de desvio padrão do torque máximo isocinético dos ângulos de flexão de joelho obtidos durante o período de treinamento de força (semanas 0, 7 e 14) e a comparação entre os níveis do fator tempo. Ainda que diferenças significativas não foram encontradas entre os grupos, optou-se por apresentar esses resultados para cada grupo, separadamente

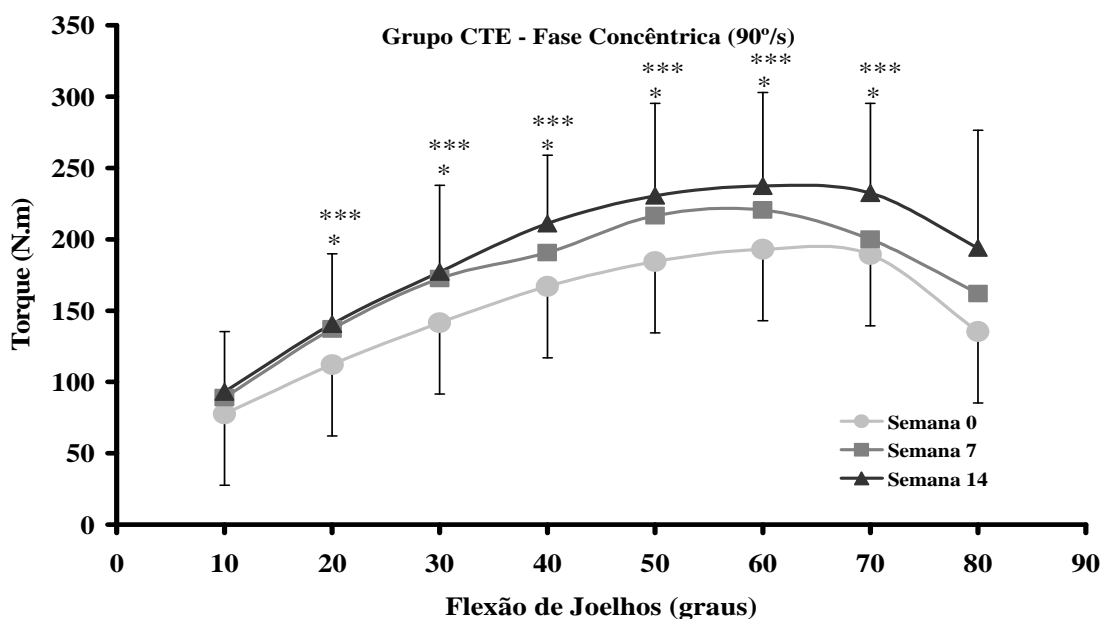


Figura 31 - Média e desvio padrão dos valores de torque isocinético da fase concêntrica do movimento de extensão de joelho obtidos durante a velocidade angular de 90°/s. *indica diferenças entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e ***, entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas.

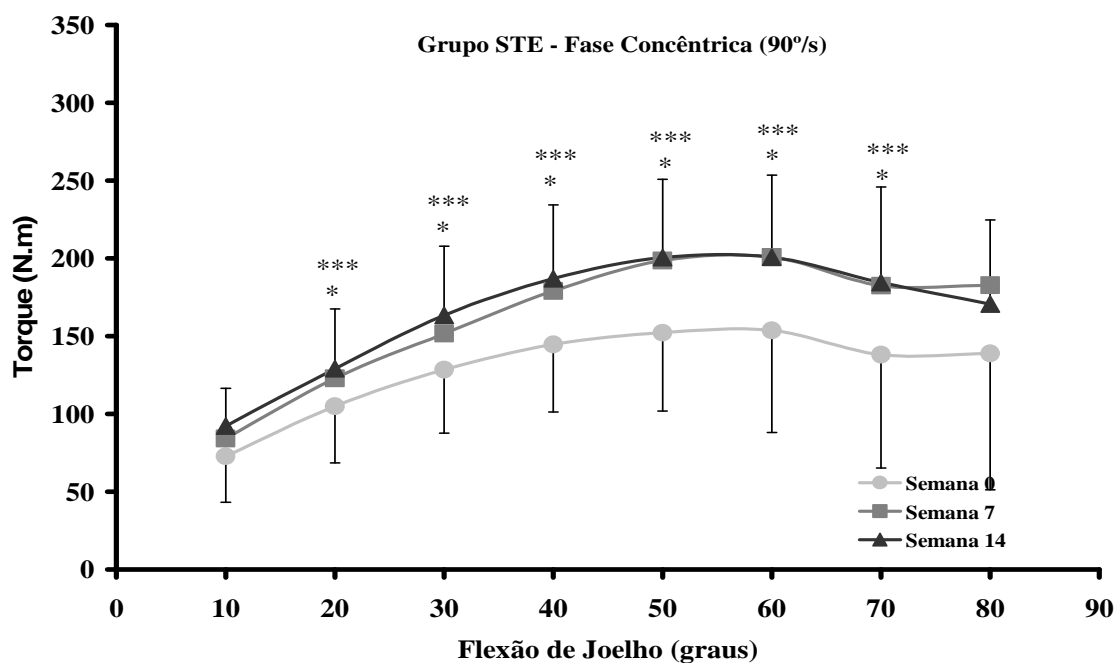


Figura 32 - Média e desvio padrão dos valores de torque isocinético da fase concêntrica do movimento de extensão de joelho obtidos durante a velocidade angular de 90°/s. *indica diferenças entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e ***, entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas.

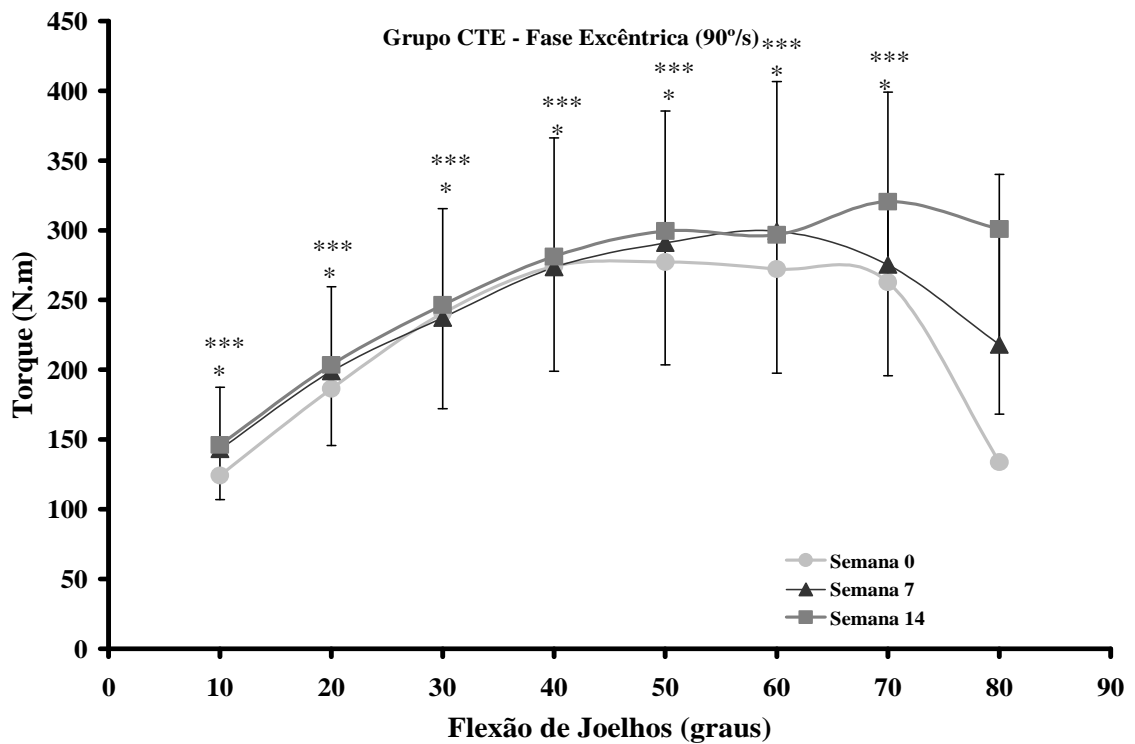


Figura 33 - Média e desvio padrão dos valores de torque isocinético da fase excêntrica do movimento de extensão de joelho obtidos durante a velocidade angular de 90°/s. * indica diferenças entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e ***, entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas.

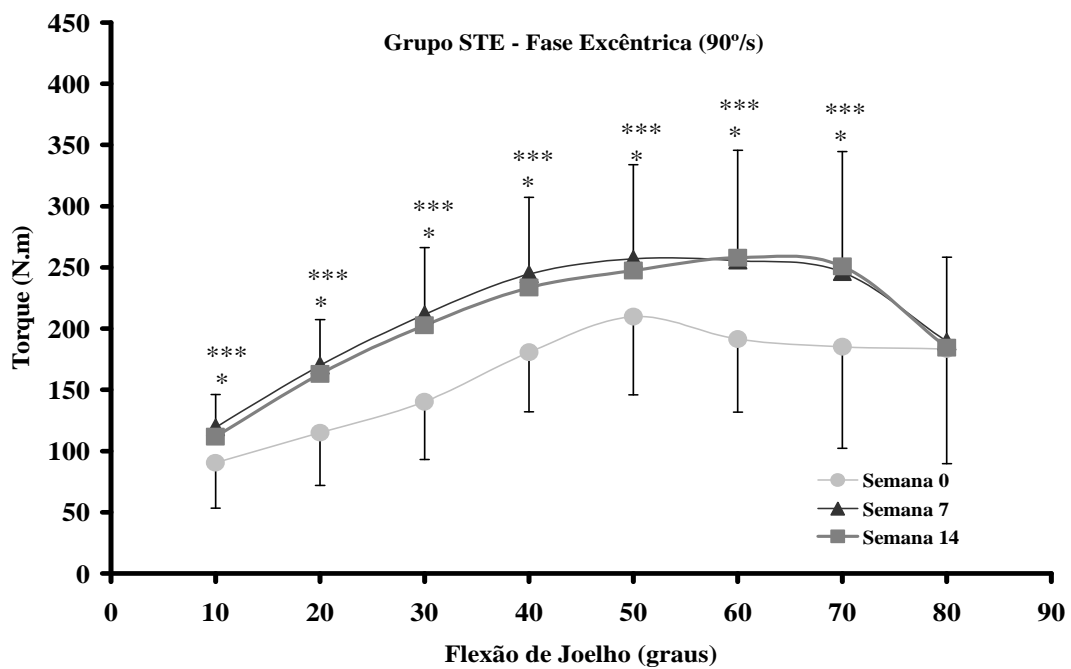


Figura 34 - Média e desvio padrão dos valores de torque isocinético da fase excêntrica do movimento de extensão de joelho obtidos durante a velocidade angular de 90°/s. * indica diferenças entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e ***, entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas.

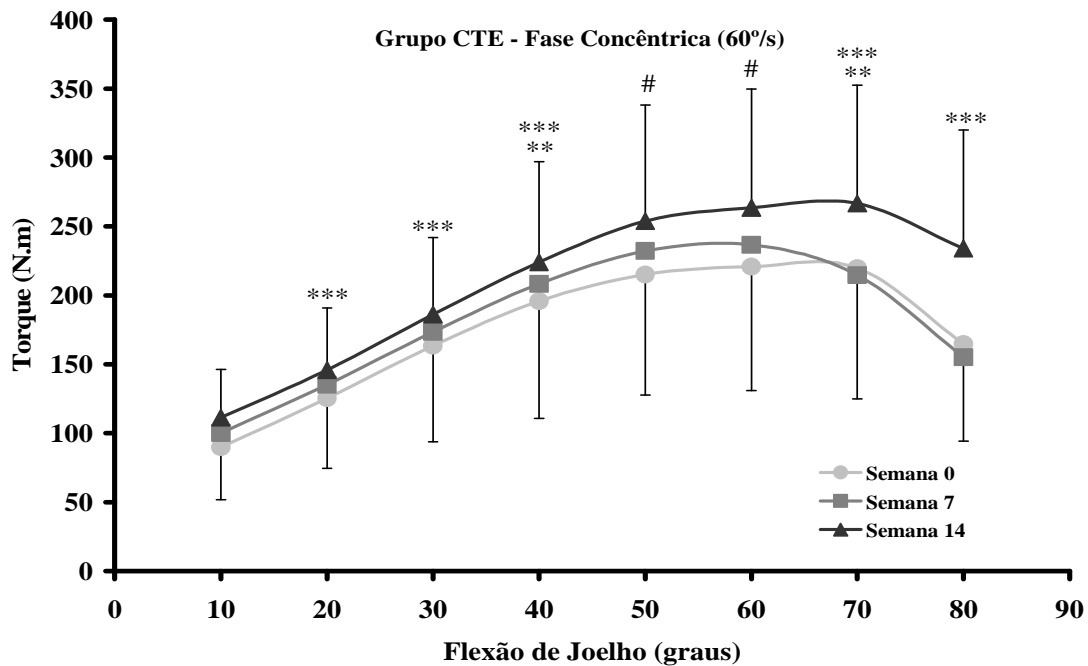


Figura 35 - Média e desvio padrão dos valores de torque isocinético da fase concêntrica do movimento de extensão de joelho obtidos durante a velocidade angular de 60°/s. * indica diferenças entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e ***, entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas.

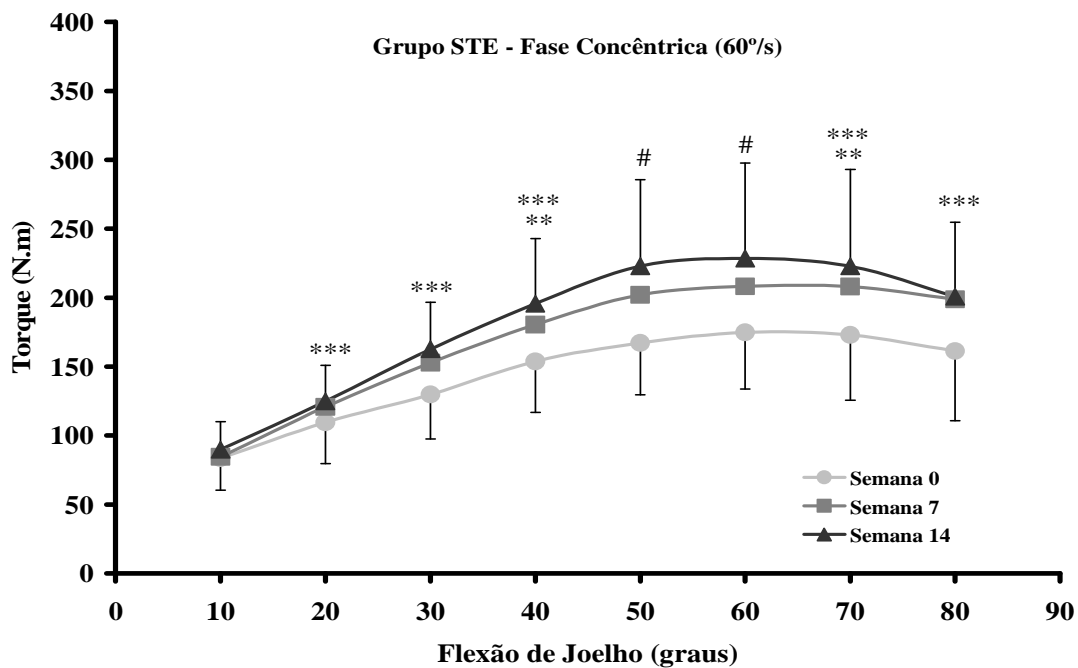


Figura 36 - Média e desvio padrão do torque isocinético da fase concêntrica de extensão de joelho na velocidade de 60°/s. * indica diferenças, entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e *** entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas.

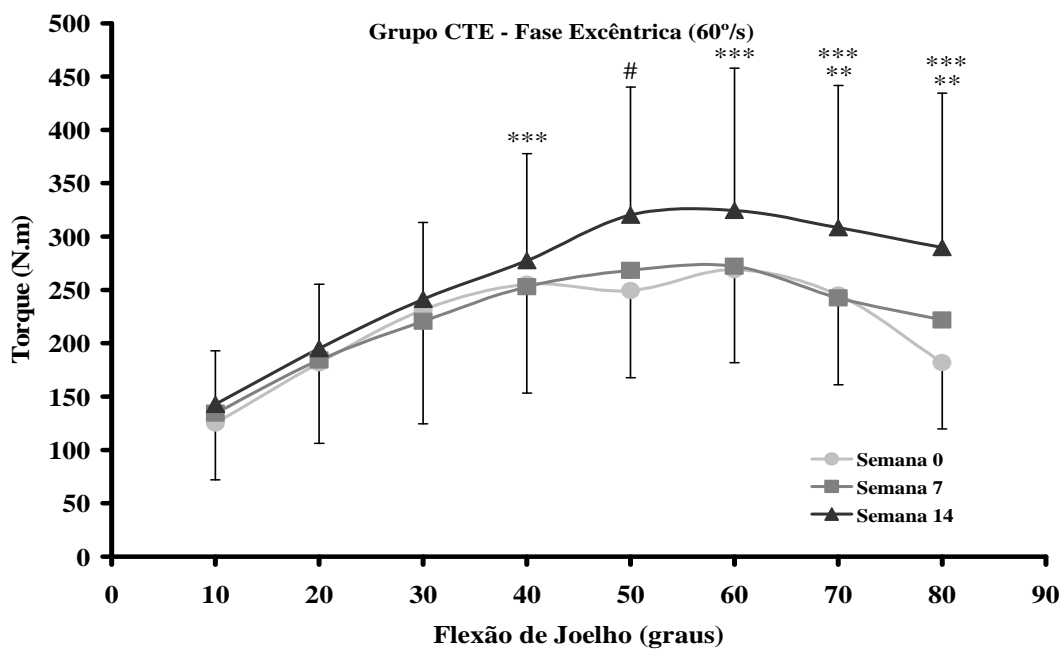


Figura 37 - Média e desvio padrão dos valores de torque isocinético da fase excêntrica do movimento de extensão de joelho obtidos durante a velocidade angular de 60°/s. * indica diferenças entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e ***, entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas.

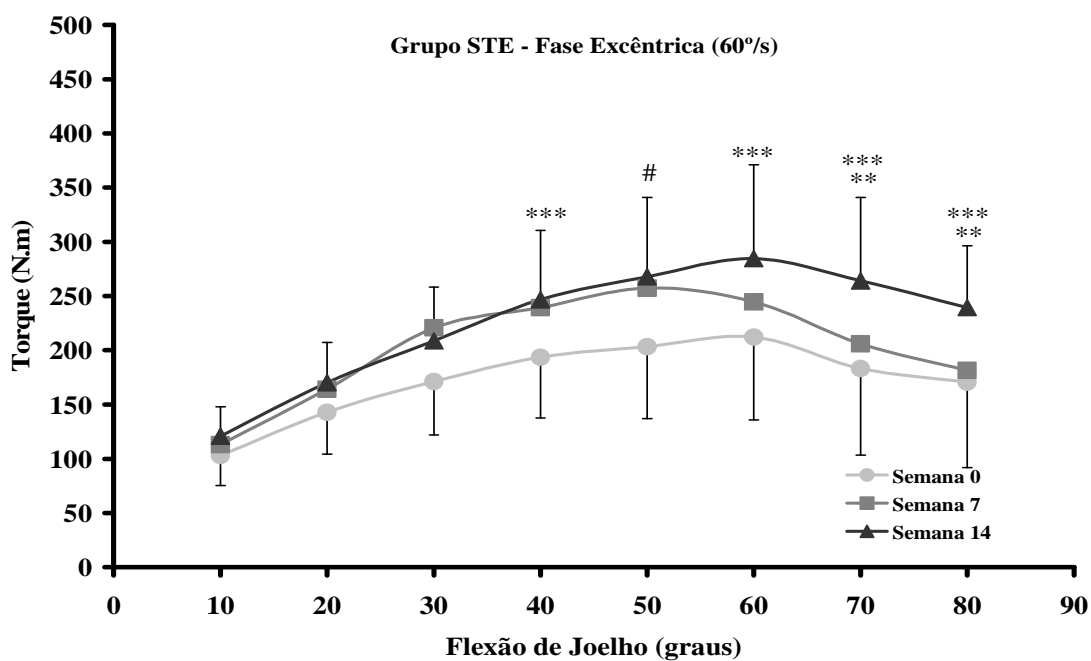


Figura 38 - Média e desvio padrão dos valores de torque isocinético da fase excêntrica do movimento de extensão de joelho obtidos durante a velocidade angular de 60°/s. * indica diferenças entre semanas 0 e 7. **, entre as semanas 7 e 14 e ***, entre as semanas 0 e 14. #, diferenças entre todas as semanas

8. DISCUSSÃO

O presente trabalho foi dividido em dois estudos. No primeiro estudo, com objetivo de desenvolver uma metodologia para implementação de tubos elásticos à máquina de musculação, as alterações nas magnitudes da carga externa em diferentes velocidades de execução foram quantificadas. Conforme hipotetizado, a carga externa apresentou expressivas variações nos ângulos articulares nos quais a variação de velocidade foi maior, apresentando pelo menos dois picos (máximos e mínimos) bem definidos; um no início do movimento, em que para deslocar uma massa sem movimento há tendência de grande aceleração e outro, no final da fase concêntrica, em que para “frear” ou acelerar negativamente a massa, tende haver novamente uma maior variação de velocidade (Newton, 1687) (Figura 14).

Ao quantificar os valores correspondentes aos ângulos iniciais e finais do movimento de extensão de joelho realizado em diferentes velocidades e o ângulo a partir do qual a carga externa passou a apresentar valores abaixo do nominal, foi determinado que um ângulo correspondente ao início do último terço da fase concêntrica de movimento seria adequado para que o material elástico começasse a fornecer resistência ao praticante a fim de compensar a queda da carga externa (Tabela 1). A proporção de queda observada no presente estudo acompanha as faixas de variação documentadas pela literatura, visto que segundo Newton *et al.* (1996) e Elliot, Wilson e Kerr (1989) a carga externa pode sofrer uma aceleração negativa durante uma proporção que varia entre 24 e 40% da fase concêntrica. Além disso, um coeficiente de determinação na ordem de 0,8 (Figura 17), o qual explica a relação observada entre o valor de pico mínimo de carga externa obtida no final da fase concêntrica e as diferentes velocidades médias de execução investigadas, possibilitou que o percentual de queda encontrado para uma massa fixa (9 kg) fosse indicado para todas as demais cargas da máquina. De posse desses dados, foi possível sugerir um guia geral para implementação dos tubos elásticos durante o protocolo de treinamento (Tabela 2).

Usando a metodologia desenvolvida no Estudo 1, o objetivo principal do segundo estudo, foi comparar os efeitos do desenvolvimento de treinamento de força realizado com tubos elásticos anexados (TEs) a uma máquina de musculação com treinamento de força tradicional, sobre determinadas expressões de força muscular, tais como força máxima dinâmica isotônica, medida por meio do teste de 1RM (FM_{iso}); força máxima isométrica, medida por meio do teste de CVMI (FM_{din}); torque máximo dinâmico isocinético (TM_{cin}), avaliado por meio de dinamômetro isocinético e potência muscular, avaliada por meio de

SSC. O principal achado foi que o uso combinado de tubos elásticos e máquina de musculação ao minimizar os efeitos inerciais atuantes sobre a massa da carga usada reduziu o impacto da queda da carga externa gerado pelo fator inercial durante o exercício dinâmico de extensão de joelho; conseqüentemente, gerou maiores ganhos de FM_{iso} na porção final da ADM durante as 14 semanas de treinamento de força quando comparado ao treinamento sem uso de tubos elásticos. Por outro lado, nenhuma diferença significativa com relação aos demais parâmetros avaliados na comparação entre os grupos foi observada. Esse resultado foi encontrado em um grupo de homens e mulheres, adultos, praticantes de atividades físicas recreacionais e não participantes de quaisquer tipos de programas de treinamento de força. O mecanismo exato que explica os resultados encontrados não está totalmente claro, entretanto, é provável que eles estejam relacionados às adaptações neurais e musculares que serão abordadas oportunamente.

Quando o objetivo do treinamento é determinar se uma resposta angular específica pode ocorrer após treinamento de força dinâmica em uma faixa limitada da ADM é comum os autores utilizarem o teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI), ainda que a ação muscular própria deste tipo de teste não represente a situação natural do modo dinâmico do exercício realizado durante uma intervenção (GRAVES *et al.*, 1988; FOLLAND e MORRIS, 2005; ULLRICH e BRUEGGEMANN, 2007). No presente estudo, uma análise gráfica das respostas intraindividuais referentes aos ganhos de FM_{iso} registrados nas três avaliações para ambos os grupos mostrou que existem poucos cruzamentos nas trajetórias dos sujeitos nos ângulos avaliados, mostrando que houve homogeneidade nas mudanças de força isométrica observadas para os sujeitos dentro de cada grupo (Figuras 19 e 20). Índices de CCI classificados como fortes são indicadores de estabilidade nos ganhos de força e refletem a presença de forte manutenção da posição relativa dos sujeitos no seio do grupo (Tabela 5).

Ademais, ausência de diferenças nos valores de força no período controle (semanas -4 e 0) sugerem que as mudanças encontradas na variável FM_{iso} são conseqüências reais da intervenção realizada durante as 14 semanas de treinamento de força (Tabela 6). A análise estatística mostrou que o fator tempo afetou significativamente a força isométrica de todos os ângulos avaliados, para ambos os grupos experimentais (Tabela 7). Importante destacar que esses efeitos foram mantidos entre todas as semanas de avaliação apenas para o grupo CTE. Não obstante, uma interação entre os fatores grupo e tempo, revelou a presença de estagnação das repostas de força isométrica registrada nos ângulos de 10 e 30°, entre as semanas 7 e 14, exclusivamente para o grupo STE (Figuras 21 e 22). Além disso, diferenças entre os grupos

foram evidenciadas na última semana do período de treinamento no ângulo de 10°, sendo que o grupo CTE apresentou valores de força isométrica maiores que o grupo STE. Esses resultados indicam a maior eficácia do treinamento realizado CTE com relação ao aumento de FM_{iso} nos ângulos finais da ADM quando comparado ao grupo STE.

Tem sido extensamente documentado que as adaptações neuromusculares são específicas à natureza da carga imposta sobre o sistema músculo-esquelético durante o treinamento crônico. No caso do presente estudo, a adição da resistência elástica, ao alterar os efeitos inerciais sobre a massa da carga escolhida na pastilha de pesos na máquina (carga nominal), fez com que a sobrecarga imposta sobre o sistema músculo-esquelético fosse aproximadamente constante durante a maior parte da ADM. Na prática, indivíduos que realizaram o exercício CTE ou STE, foram submetidos à mesma massa, porém um cuidado grande foi tomado para que o primeiro (praticante CTE) não elevasse uma carga nem superior, nem inferior à carga nominal. Conseqüentemente, contrações realizadas CTE foram capazes de manter os músculos ativos próximos da capacidade máxima durante uma maior porção da ADM, o que pode ter alterado o padrão de resposta neural ao movimento.

Anderson, Sforzo e Sigg (2008) sugeriram que as diferenças na natureza da contração durante cada repetição de um exercício realizado com e sem resistência elástica pode levar a adaptações diferentes que explicam a melhor performance do grupo CTE após o treinamento. Nessa direção, especula-se que possa ter ocorrido um maior recrutamento e subsequente adaptação das fibras tipo IIa do grupo que treinou CTE como resposta a maior necessidade de produção de força durante uma maior parte da extensão de movimento. Além disso, uma maior taxa de disparo e sincronismo de unidades motoras, bem como maior ativação por quantidade de área de secção transversa são mecanismos concomitantes de adaptação que devem estar associados às mudanças obtidas na força com o treinamento (HATFIELD *et al.*, 2006). Como o treinamento de força realizado no presente estudo teve duração de 14 semanas, é possível que as adaptações neurais, na forma de ativação preferencial dos sinergistas ou de sub-regiões musculares no treinamento, tenham influenciado mudanças musculares (hipertrofia) preferenciais em subgrupos dentro do músculo (Folland & Willians, 2007). Há evidências apresentadas por meio de estudos com EMG ou com Imagem de Ressonância Magnéticas (IRM) que corroboram com essa interpretação. Segundo Sale (2006), um programa de treinamento poderia estimular a hipertrofia por “atingir” os músculos geralmente mais ativos simplesmente por ativá-los com mais regularidade ou, até mesmo por ativar uma região de um músculo que pela primeira vez torna-se ativo como resultado do

treinamento. Outra hipótese que explica o aumento seletivo de força isométrica na porção final da ADM pode estar associada ao fato de ter ocorrido adaptações diferentes nas propriedades F-C dos músculos do quadríceps dos dois grupos experimentais, em que a maior demanda externa exigida sobre os músculos nas menores amplitudes de alongamento poderia aumentar a capacidade de força naquela região (HERZOG *et al.*, 1991). No entanto, os resultados do presente estudo só levam a especulações teóricas sobre o fato do treinamento CTE levar a distintas adaptações ou recrutamento nos tipos de fibra ou nas propriedades de produção de força, pois são necessárias sofisticadas técnicas de RM para aprofundar essa questão. No momento, esses resultados confirmam a efetividade do uso combinado de resistência elástica com máquinas para aumentar a força isométrica na porção final da ADM, de modo que se aceita a hipótese 1 formulada inicialmente no estudo 2.

Ainda, contrário à expectativa inicial, outro dado interessante refere-se à diferença significativa obtida entre os grupos no ângulo de 80°, em que indiferente da semana de avaliação, pertencer ao grupo CTE resultou em valores de FM_{iso} maiores com o treinamento (Figura 24). Estudos pilotos mostraram que quando os sujeitos executavam o exercício de extensão de joelho CTE atachado, havia sempre uma tendência dos próprios em antecipar a força necessária para vencer a resistência no final da ADM e dessa maneira acabavam por imprimir maior força no início do movimento, acelerando a massa da carga além do necessário e gerando alguma alteração nas magnitudes da carga externa no início da ADM (PINHEIRO *et al.*, 2008). Como esses efeitos tendem a serem proporcionais às magnitudes das massas escolhidas e às acelerações envolvidas, eles podem ter aumentado ao longo do treinamento de força na medida que os praticantes eram desafiados a vencer cargas progressivamente mais pesadas e em maiores velocidades médias de execução. Considerando que esse ganho maior de força isométrica nas amplitudes iniciais de movimento para o grupo CTE foi gerado às custas de uma sobrecarga excessiva “não planejada”, esse resultado é considerado uma limitação do presente estudo e sugere-se um maior monitoramento da técnica de execução desse trecho nos próximos estudo e durante as aplicações práticas.

Outros estudos mostraram efetividade no uso de TEs agregados ao treinamento de força sobre a FM_{din} avaliada por 1RM e a potência muscular medida por meio do SSC, sendo que alguns encontraram diferenças daqueles realizados somente com pesos livres (WALLACE, WINCHESTER e MCGUIGAN, 2006; ANDERSON, SFORZO e SIGG, 2008) e outros não observaram quaisquer diferenças entre os grupos (CRONIN, McNAIR e MARSHALL, 2003). Anderson, Sforzo e Sigg (2008) compararam os efeitos de treinamento

combinado de tubos elásticos e pesos livres com treinamento somente com pesos livres sobre a força muscular e potência de 44 atletas (homens e mulheres) jogadores de basquetebol e *hockey* usando altas cargas (85%1RM) durante 7 semanas. Neste estudo, os TEs foram atachados de modo a fornecer uma resistência média (considerando toda faixa em que é o material é estendido) correspondente a 20% da carga nominal desde o início do movimento. Isto quer dizer que um menor valor de carga externa na pastilha de pesos era escolhida para o grupo CTE. Como resultado, o grupo CTE apresentou maiores valores de FM_{din} medida no teste de 1RM e desempenho similar na altura do SSC, quando comparado ao grupo que treinou sem resistência elástica atachada.

No presente estudo, depois de confirmada a forte estabilidade das mudanças intraindividuais durante o treinamento (Figura 25) e a ausência de mudanças tanto no período controle na comparação intragrupos como nas semanas pré-treinamento na comparação intergrupos; a análise estatística mostrou que não houve diferenças entre os grupos testados em nenhum momento do período do treinamento (Tabela 10). Uma das razões para as discrepâncias entre os resultados observados no estudo de Anderson, Sforzo e Sigg (2009) e os do presente estudo está ligada ao fato de que ambos apresentaram diferentes objetivos e metodologias de implementação dos TEs. Anderson, Sforzo e Sigg (2009), não tiveram intenção de minimizar os efeitos inerciais sobre os implementos usados, ao contrário, pois considerando que os efeitos inerciais são proporcionais as massas envolvidas, ao buscar os critérios de igualdade mencionadas acima, o grupo STE treinou com maior “massa” e assim, experimentou intensidades de esforço inferiores durante uma ampla faixa da amplitude de movimento quando comparados ao grupo CTE, que por sua vez, treinou com intensidades acima da carga planejada na maior parte da ADM. Já, com a presente metodologia, ao controlar o comportamento da carga externa de modo que ela mantivesse o valor escolhido na maior parte da ADM, e não oferecesse demanda externa superior aquela anteriormente planejada não foi possível obter diferenças na força de 1RM, de modo que se rejeita a hipótese 2 formulada no estudo 2. Não obstante, acredita-se que um dos motivos pelo qual não tenham ocorrido diferenças entre os grupos esteja associado ao fato de que aumentos de força na porção final da ADM não tenham refletido no escore da força de 1RM, uma vez que o desempenho nesse teste é limitado pelo ponto mais fraco da amplitude de movimento (*sticking point*), ou seja, pelo início da fase concêntrica, em que uma grande força é necessária para vencer a inércia da carga externa sem movimento (BROWN & WEIR, 2001).

O desempenho no salto SSC foi avaliado por meio de parâmetros de altura e de potência muscular por quilograma de massa corporal. Para estas duas variáveis dependentes, tanto a análise gráfica das mudanças individuais (Figura 27) como os resultados do teste de correlação intraclasse (Tabelas 11 e 14) indicaram forte estabilidade das respostas intra-individuais observadas entre as avaliações ao longo do tempo para ambos os grupos. Com relação à potência calculada, a ANOVA one way (tempo) revelou que nenhum dos grupos aumentou ou diminuiu significativamente os valores de pico de potência durante o período de treinamento (Tabela 17). Em um estudo de corte transversal, Wallace, Winchester e McGuigan (2006), ao adicionarem resistência elástica em uma máquina de agachamento, encontraram maiores valores de pico de potência e pico de força máxima com relação ao exercício feito somente com pesos livres, utilizando intensidades próximas a 85% 1RM e altas velocidades de execução; todavia esses autores não avaliaram esses efeitos ao longo do tempo.

Cronin, McNair e Marshall (2003), compararam os efeitos crônicos do exercício de agachamento balístico realizado CTE e STE usando para avaliação dos efeitos do treinamento teste unilateral de força concêntrica num equipamento de leg press (*supine squat machine*). Como resultado, os autores indicaram que ambos foram igualmente efetivos para aumentos de FM_{din} , valores de pico e média de potência muscular e outros parâmetros associados. A razão para a ausência de diferenças entre os grupos, ainda que implícita no estudo citado, é que o treinamento balístico realizado no agachamento aumenta o desempenho do ciclo alongamento-encurtamento, sendo que, em geral, não facilita o desempenho concêntrico na mesma extensão a ponto de salientar as diferenças entre os grupos.

Posteriormente, Anderson, Sforzo e Sigg (2009), avaliaram os efeitos crônicos da combinação de tubos elásticos e pesos livres e mostraram que o grupo CTE foi melhor que o grupo STE no desempenho da potência de membros superiores e inferiores, avaliados por meio do SSC. Já, os resultados do presente estudo sugerem que o programa de treinamento usado não proveu nenhum benefício aos sujeitos que têm como foco a melhoria da potência muscular. Cabe ressaltar que este resultado pode ser em parte devido à escolha da velocidade de execução, que por estar condicionada ao nível da amostra (KRAEMER e RATAMES, 2004), foi mantida entre lenta e moderada durante todo o experimento. A especulação teórica que se faz aqui é que como a velocidade é um componente importante para o aumento da potência muscular, é bem provável que aumentos na força máxima não foram suficientes para refletir nos resultados de potência muscular avaliados por meio do SSC, a qual foi calculada

por meio do produto entre a velocidade vertical do centro de massa e a força vertical medida na plataforma de força.

Outro fator que pode ter influenciado os resultados está associado à ausência de especificidade entre o treinamento dinâmico realizado na máquina de extensão de joelho e o teste usado - embora alguns autores tenham mostrado que o exercício de extensão de joelho, ao possibilitar o desenvolvimento da força máxima, contribui também para a melhoria da potência muscular (YOUMG, JENNER e GRIFFIHS, 1998, NAGANO *et al.*, 2005) - essas mudanças não necessariamente são transferidas para o SSC. Estudos futuros poderiam incluir sujeitos com diferentes históricos em treinamento de força e comparar a resposta do programa de treinamento com ênfase em ganhos de potência entre grupos CTE e STE, além de incluir um número maior de exercícios e/ou testes específicos para os grupamentos envolvidos no treinamento.

Ainda em relação aos efeitos do treinamento sobre o rendimento do SSC, foi observado que ambos os grupos incrementaram o desempenho na altura do salto, e esse efeito foi notado na comparação entre as três avaliações realizadas durante o treinamento de força (Figura 28). Além disso, uma interpretação alternativa aos resultados do teste de hipóteses realizada por meio da análise do resultado do intervalo de confiança das médias de cada grupo permite, segundo Maia (2006), observar a qualidade das mudanças ocorridas no tempo. Por exemplo, após o treinamento de força (semana 14), o grupo CTE apresentou valores de limites inferiores e superiores de 52 cm e 66 cm, respectivamente, maiores que o grupo STE. Treinadores e praticantes poder-se-iam perguntar se as diferenças obtidas fora da faixa de igualdade entre os dois grupos são de fato relevantes em termos de expressão da altura do salto. Acredita-se que no caso de estudos que buscam avaliar mudanças individuais ao longo do tempo, análises e interpretações alternativas devem ser realizadas e auxiliam o pesquisador a obter um conhecimento mais individualizado dos efeitos da intervenção realizada para um ou mais grupos de sujeitos. Não obstante, acredita-se que esse tipo análise necessita ser vista com cautela, pois a ausência de significância estatística observada no teste formal de hipóteses impede a extrapolação desses resultados para a população.

Até o momento, pode-se afirmar que o treinamento de força gerou efeitos positivos sobre a altura do salto para ambos os grupos e nenhum efeito sobre a potência, de modo que se rejeita a hipótese 3 formulada no estudo 2. Segundo Weiss *et al.*(1997), por ser uma ação multiarticular, o salto vertical depende de muitas variáveis independentes específicas que se inter-relacionam entre si, como o controle motor, a coordenação intramuscular, os níveis de

força, o grau de potência muscular, a técnica de execução e outras. Enquanto que para alguns autores a altura do salto depende em grande parte da força muscular do quadríceps (ARAGÓN-VARGAS e GROSS, 1997), para outros a capacidade de transferir energia mecânica dos segmentos proximais até os mais distais é muito mais importantes no momento de determinar o rendimento do salto vertical (KOLLIAS *et al.*, 2001). Dentro do escopo do presente estudo, sugere-se que os maiores escores encontrados para altura do salto após 14 semanas de treinamento de força tenham sido decorrentes de adaptações neurais e morfológicas do grupamento muscular quadríceps relacionadas ao aumento de força máxima.

Outro achado desse estudo foi que uma certa instabilidade nas mudanças de TM_{cin} durante o período de treinamento foi constatada por meio dos cruzamentos nas trajetórias individuais observados entre as avaliações realizadas (Figuras 29 e 30). Essa instabilidade foi confirmada com significância pelo teste de correlação intraclasse, o qual apresentou baixos a moderados valores de CCI, indicando uma fraca manutenção da posição relativa dos sujeitos no seio do grupo durante o treinamento (Tabela 18). Dessa forma, considerando a grande variabilidade das respostas de TM_{cin} ao treinamento, a recomendação que se faz é que ao analisar os resultados do teste formal de hipóteses o leitor tenha em mente a dificuldade de separar com clareza quais resultados de torque máximo são oriundos do treinamento, de fatores biológicos ou ainda provenientes da variabilidade de medida do próprio sistema de coletas utilizado. De qualquer forma, a análise estatística identificou apenas efeitos significativos do fator tempo sobre os dados de torque (Tabelas 21 a 24). Ainda, na comparação realizada entre as semanas de avaliação nem sempre foram observadas diferenças significativas, sendo que na maior parte dos ângulos avaliados uma certa manutenção nos ganhos de torque isocinético foi notada nas últimas seis semanas de treinamento de força (Figuras 31 a 38).

Contrário ao esperado, os resultados de TM_{cin} são opostos aos obtidos no teste de CVMI, em que nas últimas semanas diferenças significativas entre os grupos foram encontradas para a porção final da ADM. Especula-se que a discrepância entre os resultados dos testes possa estar associada a variabilidade de medida do equipamento. Outra possibilidade está ligada ao fato da natureza da ação realizada durante o teste isocinético ser bastante diferente daquela feita durante o treinamento de força, pois o primeiro consistiu na realização de exercício dinâmico sob velocidade variada de execução e massa constante, enquanto que o segundo, da avaliação do torque máximo durante velocidade de execução constante (JIDOVITSEFF *et al.*, 2006). Além disso, de acordo com Chomiki *et al.* (1998), por existir

momentos de aceleração no início e no final do movimento que não correspondem a um trabalho isocinético, esses locais não são interpretáveis, de modo que a maioria dos estudos tem usado o dinamômetro isocinético para avaliações do pico de torque, analisado seu comportamento sob diferentes velocidades angulares, comparando as diferenças entre extremidade dominante e não dominante e relacionando grupos musculares agonistas e antagonistas (VÉLIZ, 2000). Assim, considerando que não foi possível identificar mudanças no TM_{cin} no final da ADM, rejeita-se a hipótese 4, formulada inicialmente no presente estudo de que o grupo CTE produziria maiores ganhos de força que o grupo STE na porção final da ADM.

O principal achado do presente estudo foi que durante um programa de treinamento de força o grupo que treinou CTE apresentou maiores valores de FM_{iso} do quadríceps, especialmente na porção final da ADM, do que o grupo que treinou STE. Treinadores deveriam ter consciência de que a magnitude da carga externa escolhida para realização de um exercício dinâmico varia em função da variação da velocidade de execução. Isso porque segundo a Lei da aceleração, a força resultante sobre um corpo é proporcional à aceleração e a magnitude da massa envolvida. Sendo assim, é possível afirmar que os “efeitos inerciais” não ocorrem apenas quando os exercícios são realizados com altas cargas e velocidades e tampouco importa o tipo do exercício (cadeia aberta ou fechada, uniarticular ou multiarticular). Na prática, velocidades médias iguais ou acima de 35°/s são suficientes para afetar de modo perceptível a carga externa de qualquer objeto, seja ele um haltere, uma anilha ou uma pastilha de pesos pertencentes a uma máquina de musculação. Por exemplo, quando uma pessoa realiza um movimento qualquer usando um haltere com massa de 9 kg sob uma velocidade angular média de 70°/s, esse halter está oferecendo ao executante no final da fase concêntrica 48% a menos de sobrecarga externa, ou seja, 4 kg a menos do que a carga inicialmente escolhida; do mesmo modo, uma pastilha de pesos de 50 kg terá no final da fase concêntrica de um movimento, os mesmos 48% a menos de carga e oferecerá ao executante no final da amplitude de movimento nominalmente 27 kg. A variação é tão grande que causa espanto o pouco interesse da literatura para encontrar tentativas de contornar essa limitação do treinamento dinâmico realizado com pesos livres.

O presente estudo propõe como alternativa que o treinador utilize os tubos elásticos juntamente com as máquinas de forma prática e econômica para o caso de haver interesse em uma carga externa mais constante. Como primeiro passo, de posse de uma fita métrica e um goniômetro manual é possível garantir que o material escolhido comece a fornecer resistência

a partir do terço final da amplitude de movimento. Em seguida, conhecendo o percentual de variação da carga diante de cada velocidade (Tabela 4), basta escolher entre os tubos previamente calibrados, o que mais bem é capaz de compensar os efeitos da variação inercial, sem gerar demanda maior do que aquela previamente planejada para o programa de treinamento. Usualmente, o ritmo das execuções pode ser acompanhado com auxílio de um metrônomo e esse, por sua vez, adequado à velocidade angular desejada.

Os achados do presente estudo dão suporte para que a inclusão dos tubos elásticos seja realizada quando o objetivo do treinamento é oferecer uma demanda externa mais uniforme durante uma maior porção da ADM e promover maiores ganhos de força isométrica nas porções finais do movimento. Do ponto de vista técnico, a inclusão dos tubos elásticos em programas de treinamento de força poderia simplesmente contribuir para que o treinador obtivesse maior controle e garantia das intensidades de cargas externa que estão sendo impostas as estruturas durante as ADMs. Em longo prazo, empresas poderiam utilizar em seus projetos de máquinas com polias simétricas e assimétricas tubos elásticos para minimizar os efeitos da aceleração. Estudos complementares poderiam considerar outros tipos de população e verificar os efeitos da técnica durante programas específicos de potência muscular e/ou força máxima com amostra e tempo de treinamento maior.

Além disso, o desenvolvimento de modelos biomecânicos que avaliem a resposta das forças internas (musculares e articulares) seriam bem vindos e poderiam fornecer informações mais direcionadas sobre o tipo de sobrecarga que cada estrutura pode sofrer com a utilização do treinamento combinado de tubos elásticos e pesos livres. Ainda, avaliações EMG poderiam completar a análise proposta e auxiliar no entendimento da contribuição de forças musculares quantificadas por meio de modelos biomecânicos.

8 CONCLUSÃO

O uso combinado de tubos elásticos e máquina de musculação gerou maiores ganhos de FM_{iso} na porção final da ADM durante as 14 semanas de treinamento de força quando comparado ao treinamento sem uso de tubos elásticos. Por outro lado, nenhuma diferença significativa com relação aos demais parâmetros avaliados na comparação entre os grupos foi observada. Esses resultados indicam que a inclusão dos tubos elásticos pode ser útil quando o objetivo do treinamento é oferecer uma demanda externa mais uniforme durante uma maior porção da ADM e promover maiores ganhos de força máxima isométrica nas porções finais do movimento ou para obter maior controle das intensidades que estão sendo impostas as estruturas musculares e esqueléticas durante os exercícios dinâmicos.

9. REFERÊNCIAS

1. ATKINSON, G; NEVILL, AM. Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine, **Sports Med**, v. 26, n. 4, p. 217-238. 1998.
2. AAGAARD, P *et al.* Specificity of training velocity and training load on gains in isokinetic knee joint strength. **Acta Physiol Scand**, v.156, p. 124-129.1996
3. ARAGON-VARGAS, L.; GROSS, M. Kinesiological factors in vertical jump performance: differences among individuals. **J Appl Biomech**, v. 13, p. 24-44. 1997.
4. ADAMS, K *et al.* The effect of six weeks of squat, plyometric and squat-plyometric training on power production. **J Appl Sports Sci Res**, v. 6, p. 36-41. 1992.
5. AMADIO, Alberto Carlos. Características metodológicas da biomecânica aplicada à análise do movimento humano. In BARBANTI, Valdir José *et al.* (org). **Esporte e Atividade Física: Interação entre rendimento e saúde**. São Paulo: Manole, 2002. p. 27-49.
6. AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. Progression Model in Resistance Training for Healthy Adults. **Med Sci Sports Exerc**, v. 34, n. 2, p. 364-380.2002.
7. ANDERSON, Corey E; SFORZO, Gary A; SIGG, John A. Combining elastic tension with free weight resistance training. **Med Sci Ports Exec.**, v. 37, p. 5186. 2005
8. ANDERSON, Corey E; SFORZO, Gary A; SIGG, John A. The effects of combining elastic and free weight resistance on strength and power in athletes. **J Strength Cond Res**, v.22, n.2, march. 2008
9. ARAÚJO, A.G.N. Proposição e avaliação de um modelo de representação dos membros superiores e escapulas durante a marcha. 2002. **Dissertação**, UNICAMP, Brasil, [2002].
10. ASTRAND, Per-Olof *et al.* **Tratado de Fisiologia do Trabalho – Bases Fisiológicas do Exercício**. São Paulo: Artmed, 2006.
11. ATHA J. Strengtening muscle. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 9, p. 1-73. 1981.
12. BAKER, Daniel; WILSON, Greg; CARLYON, Robert. Periodization: the effect on strength of manipulation volume and intensity. **J Strength Cond Res**, v. 8, n.4, p. 235-242. 1994.

13. BARBANTI, Valdir José. Manifestações da força motora no esporte de rendimento. BARBANTI, Valdir José et al. (ogs.). **Esporte e Atividade Física: Interação entre rendimento e saúde**. São Paulo: Manole, 2002.
14. BARROS, RML *et al.* Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos. **Rev Bras de Eng Bioméd**, v. 15, n. 1-2, p. 79-86, 1999.
15. BEHM, DG; SALE, DG. Intended rather than actual movement velocity determines velocity-specific training responses. **J Appl Physiol**, v. 74, p. 359-368. 1993.
16. BERGER, R. Effect of varied weight training programs on strength. **Res Q**, v. 33, p. 68-181. 1962.
17. BINI, RR *et al.* Estimativa das forças na articulação tíbio-femoral no exercício de extensão dos joelhos em cadeia cinética aberta realizado em máquina de musculação. **Rev Bras de Cineantropom & Desempenho Humano**, v.10, n.1, p.35-42. 2007
18. BIOLO, G *et al.* Increased rates of muscle protein turnover and amino acid transport after resistance exercise in humans. **Am J Physiol**, v.268, p. E514-E520.1995.
19. BOBBERT, MA; VAN SOEST, AJ. Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. **Med Sci Sports Exerc**, v. 26, p. 1012-1020. 1994.
20. BROWN, L; WEIR, J. Procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. **J Exerc Physiol**, v.4, p. 1-21. 2001
21. BOSCO, C; KOMI, PV. Influence of aging on the mechanical behaviour of leg extensors muscles. **Eur J Appl Physiol**, v.45, p. 209-21.1980.
22. BOSCO, Carmelo. **La valoración de la fuerza con el test de bosco**. Paidotribo: Parcelona. 1994.
23. CALLEGRI-JACQUES, Sidia. **Bioestatística – Princípios e Aplicações**. Artmed: Rio Grande do Sul. 2003.
24. CAROOL, TJ *et al.* Resistance training frequency: Strength and myosin heavy chain responses to two and three bouts per week. **European J App Physiol**, v.78, n. 3, p. 270-275.1998
25. CHAFFIN, DB; ANDERSON, GBJ; MARTIN, B. **Biomecânica Ocupacional**. Belo Horizonte: Ergo. 2001.

26. CHESLEY, A et al. Changes in human muscles protein synthesis after resistance exercise. **J App Physiol** v.73, p.1381-1388.1992.
27. CHOMIKI, R *et al.* Dynamométrie isocinétique (2) :applications à l'évaluation et à la reeducation". **Méd Phys Réadapt**, **37**:103-18. 1998.
28. CLAUSER, C.E.; MCCONVILLE, J.T.; YOUNG, J.W. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. AMRL. **Technical Report, Wright-Patterson Air Force Base**, Ohio. 1969.
29. CRONIN, John; MCNAIR, Peter J; MARSHALL, Robert N. Is velocity specific strength important in improving functional performance? **J Sports Med Phys Fitness**, v. 42, p. 267-273. 2002.
30. CRONIN, John; MCNAIR, Peter J; MARSHALL, Robert N. The effects of bungy weight training on muscle function and functional performance. **J Sports Sci**. V.21, p.59-71.2003.
31. DELECLUSE, C *et al.* Influence of high resistance and high velocity training on sprint performance. **Med Sci Sports Exerc**, v. 27, p. 1203-1209. 1995.
32. DESCHENES, Mark; KRAEMER, Willian J. Performance and physiologic adaptations to resistance training. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 81, p. S3-S16. 2002.
33. EBBEN, W.P. e JENSEN, RL. Electromyography and kinetic analysis of traditional, chain, and elastic band squats. **J Strength Cond Res**, v. 16, p.547-550. 2002
34. EDMAN, *et al.* Nonhyperbolic force-velocity relationship in single muscle. **Acta Physiol Scand**, v. 98, p.143-156. 1976
35. EDMAN, KAP. Double-hyperbolic force –velocity relation in frog muscle fibers. **J Physiol**, v.404, 301-321. 1988.
36. EDMAN, Paul KA. Desempenho contrátil das fibras músculo esqueléticas. KOMI, Paavo, V et al (org). **Força e Potência no esporte**. São Paulo: Artmed. 2006. p.129-148. 2006.
37. ELLIOT, BC; WILSON, GJ; KERR, GK. Biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. **Med Sci Sports Exerc**, v. 21, p. 450-462.1989.
38. FEES, M *et al.* Upper extremity weight-training modifications for the injured athlete: a clinical perspective. **Am J Sports Med**, v. 26, p. 732-742. 1998.

39. FENN, WO; MARSH, BS. Muscular force at different speed of shortening. **J Physiol**, v.85, 277-297. 1935.
40. FIGUEROA, PJ; LEITE, NJ; BARROS, RML. A flexible software for tracking of markers used in human. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 72, n. 2, p. 155-165. 2003.
41. FLECK, Steven J; KRAEMER, Willian J. **Designing Resistance Training Programs**. Champaign, IL: Human Kinetics, 1997.
42. FOLLAND, Jonathan *et al.* Strength training: Isometric training at a range of joint angles versus dynamic training. **J Sports Sci**, v.23, n.8, p. 817-824, march. 2005.
43. FOLLAND, Jonathan; MORRIS, Beth. Variable-cam resistance training machines: Do they match the angles-torque relationship in humans? **J Sports Sci**, v.1, n.1, p.1-7. 2007.
44. FOLLAND, JP; WILLIAMS, AG. The adaptations to strength training – morphological and neurological contributions to increased strength. **Sports Med**, v. 37, n.2, p.145-168. 2007.
45. GARNETT, R; STEPHENS, JA. Changes in the recruitment threshold of motor units produced by cutaneous stimulation in man. **J Physiol (Lond)**, v. 311, p. 463-473. 1981.
46. GIBALA, MJ *et al.* Myofibrillar disruption following acute concentric and eccentric resistance exercise in strength-trained men. **Can J Physiol Pharmacol**, v.78, p. 656-661. 2000.
47. GOMES, AC; FILHO, NPA. **Cross Training – Uma abordagem Metodológica**. Londrina: Centro de Informações Desportivas. 1992.
48. GORDON, AM; HUXLEY, AF; JULIAN, EF. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. **J Physiol**, v.184, p. 170-192. 1966
49. GRANZIER, HLM; AKSTER, HA; terKEURS, HED. Effect of thin filament length on the force-sarcomere length relation skeletal muscle. **Am J Physiol**, v.260, p.C1060-C1070.1991.
50. GRAVES, James E *et al.* Specificity of limited range of motion variable resistance training. **Med Science Sports Exerc**, v.21, n.1, p.84-89.1988.
51. HÄKKINEN *et al.* Neuromuscular adaptations during prolonged strength training, detraining and re-strength-training in middle-aged and elderly people. **Euro J Appl Physiol**, v.83, p51-62.2000

52. HÄKKINEN *et al.* Neuromuscular adaptations during short term 'normal' and reduced training in strength athletes. **Electromyogr and Clin Neurophysiol**, v31, p.35-42. 1991.
53. HÄKKINEN *et al.* Strength training induced adaptations in neuromuscular function of premenopausal woman with fibromyalgia: comparison with healthy woman. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v.60, p. 21-26. 2001.
54. HAKKINEN, K; KOMI, Paavo V. Changes in electrical and mechanical behavior of leg extensor muscles during heavy resistance strength training. **Scand J Sports Sci**, v. 7:55-64. 1985.
55. HANNERRZ, J. Discharge properties of motor units in relation to recruitment order in voluntary contraction. **Acta Physiol Scand**, v. 91, p. 374-384.1974. 1974.
56. HARMAN, Everett A *et al.* Estimation of human power output from vertical jump. **J Appl Sports Res**, v.5, n.3, p.116-120.1991.
57. HARRIS, GR *et al.* Short term performance effects of high speed, high force or combined weight training. **J Strength Cond Res**, v. 14, p. 4-20. 2000.
58. HATFIELD *et al.* The impact of velocity of movement on performance factors in resistance exercise. **J Strength Cond Res**, v.20, n.4.2006.
59. HENNESSY, LC; WATSON, AW. The interference effects of training for strength and endurance simultaneously. **J Strength Cond Res**,v. 8, p. 12-19.1994
60. HERRICK, AB; STONE, WJ. The effects of periodization versus progressive resistance on upper and lower body strength in woman. **J Strength Cond Res.**, v. 10, p. 72-76.1996
61. HERZOG *et al.* Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. **Med Sci Sports Exerc**.v.23, p.1289-1296. 1991.
62. HERZOG *et al.* Force-length properties and functional demands of cat gastronomies, soleus and plantaris muscles. **J Biomech**, v. 2, p.1329-1335. 1992b.
63. HERZOG, Walter; AIT-HADDOU, Rachid. **Modelos mecânicos musculares e suas aplicações na produção de força e potência.** KOMI, Paavo V. Força e potência nos Esportes. Artmed: São Paulo. 2006
64. HERZOG, Walter; ter KEURS, HEDJ. Force-length relation of in vivo human rectus femoris muscles. **Euro J Physiol**, v.411, p.642-647. 1988.

65. HIKIDA, RS et al. Effects of high resistance training on untrained older man. Muscle fiber characteristics and nucleo-cytoplasmic relationship. **J Gerontol**, v.55, n. 7, p.B347-B354.2000.
66. HILL, AN. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. **Proceedings of the Royal Society of London**, v. 126, p.136-195. 1938.
67. HINTERMEISTER, R et al. Electromyographic Activity and Applied Load During Shoulder Rehabilitation Exercises Using Elastic Resistance. **The Am J Sports Med**, v.26, n.2, p. 210-20. Mar-Apr. 1998
68. HUGHES CJ et al. Resistance properties of Thera-Band tubing during shoulder abduction exercise. **J Orthop Sports Phys Ther**; v. 29, n. 7, p. 413-20, Jul 1999.
69. HUXLEY, A.F. & NIEDERGERKE, R. Structural changes in muscle during contraction. Interference microscopy of living muscle fibres. **Nature**, v.173, p. 971-3. 1954
70. HUXLEY, A.F., SIMMONS, R.M. Proposed mechanism of force generation in striated muscle. **Nature**, v. 233, p. 533-8.1971.
71. HUXLEY, H., HANSON, J. Changes in cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. **Nature**, v. 173: 973-6. 1954
72. JAMISON, JC; CALDWELL, GE. Muscle synergies and isometric torque production – influence of supination and pronation level on elbow flexion. **J Neurophysiol**, v.70, p.947-960. 1993.
73. JIDOVTSEFF *et al.* The concept of iso-inertial assessment: Reproducibility analysis and descriptive data. **Isokinetics Exerc Sci**, v.14, n.1, p.2006.
74. JOHNSON, Doug L; BAHAMONDE, Rafael. Power output estimate in university athletes. **J Strength Cond Res**, v.10, n.3, 161-166. 1996
75. JOHNSON, MA et al. Data on the distribution of fibers types in thirty-six human muscles: Un autopsyn study. **J Neurolog Sci**, v.18, p. 11-129. 1973.
76. KANDEL, ER; SCHWARTZ, JH; JESSEL, TM. **Principles of neuronal science**. 4th ed. New York: McGraw-Hill. 2000.
77. KAWAMORI, N.; HAFF, G. The optimal training load for the development of muscular power. **J Strength Cond Res**, v.18, n.3, p. 675-684. 2004.

78. KNUTTGEN, Howard G; KOMI, Paavo V. Considerações básicas sobre o exercício. KOMI, Paavo, V et al (org). **Força e Potência no Esporte**. São Paulo: Artmed. 2006. p.17-21.
79. KOLLIAS, I *et al*. Using principal components analysis to identify individual differences in vertical jump performance. **Res Quarterly for Exerc & Sport**, v. 72, n.1, p. 63-67. 2001
80. KRAEMER, Willian J et al. Effects of single vs. multiple sets of weight training: Impact of volume, intensity, ad variation. **J Strength Cond Res.**, n.11, p. 143-147.1997
81. KRAEMER, Willian J; RATAMES, Nicholas A. Fundamentals of Resistance Training: Progression & Exercise Prescription. **Med Sci Sports Exerc**, n.36, v.4, p. 674-688, October, 2004.
82. KOMI, Paavo V et al. **Força e potência no esporte**. Arnet: São Paulo. 2006.
83. KULLIG, Kornelia; ANDREWS, James G; HAY, James G. Human Strength Curves. **Exerc Sports Reviews**, v.12, 417-466. 1984.
84. LAIDLAW, DH *et al*. Strength training improves the steadiness of slow lengthening contractions performed by old adults. **J Appl Physiol**, v.87, p. 1786-1795. 2000.
85. LIU et al. Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation. **Clin Biomech**, v.12, n.1, p. 32-8. 1997.
86. LOSS, JF e CANDOTTI, CT. Comparative study between two elbow flexion exercises using the estimated resultant muscle force. **Rev Bras de Fisioterapia**, v. 12, p. 502-510, 2008
87. LOSS, JF *et al*. Sincronismo entre Cinemetria e Eletromiografia. In: **Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Campinas, p. 453-456, 1997.
88. LOSS, JF *et al*. Quantificação da resistência elástica oferecida por bandas elásticas. **Rev Bras de Ciência do Esporte**, v.24, n.1, p. 61-72, 2002.
89. MAIA, José AR et al. Uma nota didáctica breve no uso esclarecido de procedimentos estatísticos em análise de dados repetidos no tempo. Um estudo guiado para investigações das ciências do desporto. **Rev Port de Ciências do Desporto**, v.4, n.3, p.115-133. 2004.
90. MANNION, AF. Fiber type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 9, p. 263-377. 1999.

91. MARINS, JCB; GIANNICHI, RS. **Avaliação & Prescrição de Atividade Física: Guia Prático**. Rio de Janeiro: Shape, 1998.
92. MATVEYEV, L. **Fundamentals of Sports Training**. Moscow: Progress. 1981
93. McARDLE, William; KATCK, Frank I; KATCH, Victor L. **Fisiologia do Exercício – Energia, Nutrição e Desempenho Humano**. Rio de Janeiro: Editora Guanabara: Koogan S.A.1996.
94. MCGINNIS, PM. **Biomecânica do esporte e exercício**. Porto Alegre. 2002
95. MORITANI, T. Neuromuscular adaptations during the acquisitions of muscle strength, power and motor tasks. **J Biomech**, v.26 (suppl.1), p.95-108. 1993
96. MORITANI, T; VRIES, HA. Neural factors vs. hypertrophy in time course of muscle strength gain. **Am J Phys Med Rehabil**, v.58, p.115-130. 1979.
97. MOSS, BM et al. The effects of maximal effort strength training with different loads on dynamic strength, cross-sectional area load-power and load-velocity relationships. **Eur J Appl Physiol**, v. 75, p. 193-199. 1997.
98. NAGANO, A *et al.* Force, work and power output of lower limb muscles during human maximal-effort countermovement jumping. **J Electromyogr Kinesiol**, v.15, p. 367-376. 2005.
99. NEWTON, Isaac. **Principia** (Vol. I-II, Andrew Motte's translation revised by Florian Cajori). Berkeley: University of California Press. Original work published 1686, Motte's English translation, 1729.)
100. NEWTON, RU et al. Kinematics, kinetics and muscle activation during explosive upper body movements. **J Appl Biomech**, v. 12, p. 31-43.1996
101. NIGG, BM; HERZOG, W. **Biomechanics of the Muscular-Skeletal System**. John Wiley & Sons Ltda, 1994.
102. O'SHEA, P. Effects of selected weight training programs on the development of strength and muscle hipertrophy. **Res Q**, 37:95-102. 1966.
103. OKUNO, E; FRATIN, L. **Desvendando a física no corpo humano**. São Paulo: Manole. 2003.

104. PESTANA, MH e GAGEIRO, JN. **Análise de dados para ciências sociais**. A complementaridade do SPSS. Lisboa: Edições Sílabo, LDA - 3ª Edição. 2003.
105. PHILLIPS, SM. Short-term training: when do repeated bouts of resistance exercise become training? **Can J Appl Physiol**, v.25, p.185-193.2000
106. PINHEIRO, Priscila *et al.* Alterações na carga externa com uso de tubos elásticos anexados á máquina de musculação. In **Livro de Resumos do Salão de Iniciação Científica** (2008). UFRGS. Disponível em www.ufrgs.com.br
107. PLOUTZ, LL *et al.* Effect of resistance training on muscle use during. **J Appl Physiol**, v.76, n.4, 1675-1681.1994
108. POLIQUIN, C. Five ways to increase the effectiveness of your strength training program. **NSCA Journal**, n. 10, v. 3, p. 34-39.1988.
109. POLIQUIN, C; KING, I. Theory and methodology of strength training. **Sports Coach**, p. 16-18. 1992.
110. RASSIER, DE; MACINTOSCH, B; HERZOG, W. Length dependence of active force production in skeletal muscle. **J Appl Physiol**, v. 86, p. 1445-1457. 1999.
111. RIBEIRO, DC *et al.* Análise eletromiográfica do quadríceps durante a extensão do joelho em diferentes velocidades. **Acta Ortop Bras**, n. 3, v. 4, p. 189-193. 2005.
112. RUTHENFORD, OM; JONES, DA. The role of learning and coordination in strength training. **Eur J Appl Physiol**, v. 55, p. 100-105, 1986.
113. SAKAMOTO, Akihiro; SINGLAIR, Peter J. Effect of movement velocity on the relationship between training load and the number of repetitions of bench press. **J Strength Cond Res**, v.20, n.3, p. 523-527. 2006.
114. SALE, D; MACDOUGALL, D. Specificity in strength training: reviews for the coach and athlete. **Can J Appl Sports Sci**, v.6, p. 87-92. 1981.
115. SALE, DG; MARTIN, JE; MOROZ, DE. Hypertrophy without increased isometric strength after weight training. **Euro J App Physiol**, v.64, p.51-55.1992.
116. SALE, Digby G. Adaptação neural ao treinamento de força. KOMI, Paavo V *et al.* **Força e potência no Esporte**. Arnet: São Paulo. 2006.
117. SALE, LIU *et al.* Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation. **Clin Biomech**, n. 12, v. 1, p.32-8. 1997.

118. SACHARUK, Viviane Zechlinski *et al.* Avaliação de exercícios de rotação externa e interna de ombro com o uso de theraband - análise da resistência externa. **The FIEP bulletin**, Foz do Iguaçu, v. 75, p. 583-586, 2005.
119. SHEARD, PW. Tension delivery from short fibers in long muscles. **Exerc Sports Scie Review**, v. 28, p.51-56. 2000
120. SILVA, YO *et al.* Analysis of the external resistance and electromyographic activity of the hip extension performed according to the Pilates method. **Rev Bras de Fisioterapia**, v.31, n.1, p. 82-88. 2009
121. SIMONEAU, GG *et al.* Biomechanics of elastic resistance in the therapeutics exercise programs. **J Occup Sports Phys Ther** v. 31, n. 1, p. 16-24. 2001.
122. STARON, RS *et al.* Muscle hypertrophy and fast fiber conversions in heavy resistance-trained women. **Euro J Appl Physiol**, v.60, n.1, p.71-79.1990.
123. STEIN, RB. Peripheral control of movement. **Physiol Rev**, v. 54, p. 215-243. 1974.
124. STONE, NH; O'BRYANT, H; GARHAMMER, J. A hypothetical model for strength training. **J Strength Cond Res**, v. 21, p. 342-351.1981
125. STOWERS, T *et al.* The short term effects of three different strength-power training methods. **NSA Jornal**, v. 5, n. 3, p. 24-27.1993.
126. TAN, Benedict. Manipulating resistance training program variables to optimize maximum strength in men: a review. **J Strength Cond Res**, n. 13, v. 3, p. 289-304. 1999.
127. TER KEURS, HE; IWAZUMI, T; POLLACK, GH. The sarcomere length-tension relation in skeletal muscle. **The J Gen Physiol**, v.2, p.565-592. 1978.
128. TESCH, Per A; ALKNER, Björn A. Adaptações metabólicas musculares agudas e crônicas ao treinamento de força. KOMI, Paavo V *et al.* **Força e potência no esporte**. Artmed: São Paulo. 2006.
129. THRASH, K.; KELLY, B. Flexibility and Strength Training. **J Appl Sport Sci Res**, v. 1, p. 74-75, 1987.
130. TOLEDO, JM; RIBEIRO, DC; LOSS, J.F. Critérios mecânicos para progressão de exercícios de rotação interna e externa do ombro no plano sagital. **Rev Bras Fisioterapia**, v. 11, n. 1, p. 1-6. 2007.

131. TRAPPE, S; COSTIL, D; THOMAS, R. Effects of swim taper on whole muscle and single muscle fiber contractile properties. **Med Sci Sports Exerc**, v.32, p.48-56. 2000.
132. ULLRICH, B; BRUEGGEMANN, GP. Moment-knee angle relation in well trained athletes. **Int J Sports**, p. 1-7. 2007.
133. VAZ, Marco Aurélio et al. The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during and recovery: an electromyographic and vibromyographic study. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v. 36, p. 221-230. 1996
134. VÉLIZ, C. Evaluación muscular isocinética del grupo flexo-extensor de rodilla. **Kinesiologia**, v.59, p.53-57. 2000
135. VOGT, EL *et al.* Análise do torque de resistência do exercício de rosca direta com barra e com banda elástica. **Corpo em Movimento** (ULBRA), v.6.p.79-81, 2008 .
136. WALLACE, Brian J; WINCHESTER, Jason B; MCGUIGAN, Michael R. Effects of elastic bands on force and power characteristics during the back squat exercise. **J Strength Cond Res**, v. 20, n.2, p. 268-272. 2006.
137. WATHAN, D. Load assignment. **Essentials of Strength Train and Cond.** Baechle TR and Earl RW (orgs). Champaign: Human Kinetics. 1994, p.435-439.
138. WEINECK, J. **Treinamento Ideal. Instruções técnicas sobre o desempenho fisiológico, incluindo considerações específicas de treinamento infantil e juvenil.** São Paulo: Manole. 1999.
139. WEISS, LW et al. Predicting depth vertical jumping distances. **Isokinetics and Exerc Sci**, v.7, p. 151-159. 1998.
140. WENSEL, RR; PERFEITO, EM. The effect of speed versus non-speed training in power development. **J Appl Sport Sci Res**, v. 6, p. 82-87.1992
141. WESTING, SH; SEGER, JY; THORSTENSSON, A. Effects of electrical stimulation on eccentric and concentric torque-velocity relationships during knee extension in man. **Acta Physiol Scand**, v. 140, p. 17-22. 1990.
142. WILLOUGHBY, D. The effects of mesocycle-length weight training programs involving periodization and partially aquated volumes on upper and lower body strength. **J Strength Cond Res**, v. 7, p. 2-8. 1993
143. WINTER, DA. **Biomechanics and Motor Control of human movement.** New York: Wiley. 2005.

144. YOUNG, W.; JENNER, A. & GRIFFITHS, K. Acute enhancement of power performance from heavy squat loads. **J Strength Cond Res**, v. 12, p. 82-84. 1998.

APÊNDICE

APÊNDICE 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Você está sendo convidado a participar de um estudo que envolve a análise biomecânica de equipamentos e exercícios utilizados na prescrição e progressão de exercícios de força. O objetivo desse estudo é verificar os efeitos da utilização de exercícios dinâmicos adaptados com bandas elásticas utilizadas em um programa de treinamento de força sobre os ganhos de força muscular máxima e potência muscular quando comparados com um programa de treinamento em exercícios dinâmicos tradicionais. Assim, é importante que se faça a leitura atenta desse documento a fim de sanar quaisquer dúvidas pertinentes ao estudo, antes de consentir com assinatura no final.

Objetivo do Estudo:

Verificar os efeitos da utilização de exercícios dinâmicos adaptados com bandas elásticas utilizadas em um programa de treinamento de força sobre os ganhos de força muscular máxima e potência muscular quando comparados com um programa de treinamento em exercícios dinâmicos tradicionais.

Procedimentos:

É importante que você saiba que essa pesquisa prevê dois estudos (Estudo 1 e Estudo 2), sendo que no Estudo 1, você será solicitado a realizar 10 repetições de um exercício de fácil execução e que envolve a articulação do joelho. Esse exercício será realizado nas seguintes situações: intensidade de esforço próximo ao máximo, velocidade de execução lenta e moderada, sem banda elástica anexada à máquina. No Estudo 2, você será submetido a um programa de treinamento de força tradicional, realizado 3x por semana, com duração aproximada de 20 minutos por sessão, em uma intensidade que pode variar entre 55-65% de 1RM (leve-moderado) nas primeiras quatro semanas, 60-70% de 1RM (moderada-pesado) da quinta à oitava semana e 70-80% (pesado) nas últimas quatro semanas. A velocidade de execução será próxima a comumente usada para esse tipo de treino e antes do

início do treino você participará de um sorteio onde será decidido se em seu treinamento haverá ou não uma banda elástica anexada à máquina usada. Também, antes do treinamento, a cada três semanas e após o treinamento, será realizada avaliação cineantropométrica, testes físicos para mensuração da força máxima e potência. Para realização desses testes serão seguidas todas as recomendações da literatura, como aquecimento, posicionamento e tempo de descanso apropriado.

Riscos:

Nenhuma das etapas do estudo oferece risco à saúde, tão pouco o expõe a situações constrangedoras. No entanto, é perfeitamente normal que durante o período de realização de exercícios alguns efeitos desta atividade possam ser percebidos pelo praticante. Os efeitos considerados fisiológicos (normais) e que não significam risco ao seu corpo são: leve cansaço, algum desconforto na musculatura ou articulação, ou até mesmo inchaço após as sessões de treinamento (aumento da circunferência de seus membros). Situações envolvendo exercícios extremamente extenuantes somados a um quadro de desidratação e falta de descanso podem ocasionar sintomas como insônia, sede em demasia, calafrios, fadiga, dor de cabeça crônica, dor articular/muscular aguda ou crônica. Os exercícios a que estás sendo submetido em hipótese alguma levarão a esta situação, devido a pequena quantidade de execuções e nível de exigência. Não obstante, caso sinta qualquer um destes sintomas o responsável pela pesquisa deve ser imediatamente informado.

Benefícios:

Não há nenhum benefício direto na sua participação neste estudo, envolvendo pagamentos de qualquer espécie. Entretanto, sua participação neste estudo poderá contribuir no entendimento científico da importância da análise biomecânica de exercícios que compõe programas de treinamento e sugerir um método mais seguro e eficaz de treinamento de força máxima e potência.

Confidencialidade:

Os dados ficarão resguardados ao pesquisador responsável e protegidos de revelação, não sendo autorizado o uso das informações de identificação recolhidas.

Voluntariedade:

A recusa do sujeito participante deste estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério do participante.

Novas informações:

A qualquer momento, o participante poderá requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, através de contato com a pesquisadora.

Pesquisadora responsável:

Mônica de Oliveira Melo

Telefone: 51-84618392

Pesquisador Orientador:

Jefferson Fagundes Loss

Telefone:51- 92839841

DECLARAÇÃO

Eu, _____, tendo lido as informações oferecidas acima e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo declaro que desejo participar livremente do presente estudo.

Assinatura _____

Data _____