

FERNANDO MAX LIMA

**DINAMOMETRIA DE PREENSÃO PALMAR E ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA
EM TESTE DE 10 REPETIÇÕES MÁXIMAS PARA FLEXÃO DE COTOVELO**

UBERABA, MG

2013

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO TRIÂNGULO MINEIRO
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

Fernando Max Lima

**DINAMOMETRIA DE PREENSÃO PALMAR E ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA
EM TESTE DE 10 REPETIÇÕES MÁXIMAS PARA FLEXÃO DE COTOVELO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física, área de concentração “Esporte e Exercício” (Linha de pesquisa: Aspectos Biodinâmicos e Metabólicos do Exercício Físico e Esporte), da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre.

Orientador. Dr. Dernival Bertoncello.

Uberaba, MG
2013

**Catálogo na fonte: Biblioteca da Universidade Federal do
Triângulo Mineiro**

L698d Lima, Fernando Max
Dinamometria de preensão palmar e análise eletromiográfica em teste de
10 repetições máximas para flexão de cotovelo./ Fernando Max Lima. -- 2013.
71 f. : il., fig., tab.

Dissertação (Mestrado em Educação Física) -- Universidade Federal do
Triângulo Mineiro, Uberaba, MG, 2013.
Orientador: Prof. Dr. Derval Bertoncello

1. Treinamento de resistência. 2. Eletromiografia. 3. Cotovelo. 4. Fadiga
muscular. 5. Força da mão. I. Bertoncello, Demival. II. Universidade Federal
do Triângulo Mineiro. III. Título.

CDU 613.71

Fernando Max Lima

**DINAMOMETRIA DE PREENSÃO PALMAR E ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA
EM TESTE DE 10 REPETIÇÕES MÁXIMAS PARA FLEXÃO DE COTOVELO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física, área de concentração “Esporte e Exercício” (Linha de pesquisa: Aspectos Biodinâmicos e Metabólicos do Exercício Físico e Esporte), da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre.

Aprovada em 27 de março de 2013.

Banca Examinadora:

Dr. Dernival Bertoncetto – Orientador
Universidade Federal do Triângulo Mineiro

Dra. Ana Beatriz de Oliveira
Universidade Federal de São Carlos

Dr. Gustavo Ribeiro da Mota
Universidade Federal do Triângulo Mineiro

Dedico este trabalho a minha esposa e família pelo suporte e compreensão durante toda trajetória para concretização deste sonho.

AGRADECIMENTO

Agradeço a meu orientador Prof. Dr. Dernival Bertoncello e demais docentes dos cursos de graduação em Fisioterapia e de Mestrado em Educação Física da Universidade Federal do Triângulo Mineiro e dos professores Dr. Alcimar Barbosa Soares da Universidade Federal de Uberlândia e da professora Dra. Ana Beatriz Oliveira da Universidade Federal de São Carlos. Agradeço também às pesquisadoras do curso de pós-graduação em Educação Física da Universidade Federal do Triângulo Mineiro Karoline Cipriano Raimundo e Núbia Tomain Otoni dos Santos e aos funcionários dos laboratórios do curso de Fisioterapia da mesma instituição.

“Science is much more than a body of knowledge. It is a way of thinking. This is central to its success.”

Carl Sagan

RESUMO

A fadiga muscular é fator limitante para pessoas saudáveis e enfermas e a prática de exercícios pode ser benéfica. Testes de 10 RM dão indícios de força e resistência muscular e o uso de outras ferramentas de análise concomitantemente pode fornecer informações valiosas. Por isso, objetivou-se analisar os efeitos da fadiga muscular na dinamometria de preensão palmar ao longo de 30 segundos e na atividade eletromiográfica em ações isométricas voluntárias máximas e em ações dinâmicas ao longo de teste de 10RM para bíceps braquial em indivíduos treinados (TR) e não treinados (NT) e em membros dominantes (DO) e não dominantes (ND). Participaram 18 homens adultos jovens, 9 não treinados e 9 experientes em treinamento resistido. A força isométrica de preensão palmar foi avaliada por dinamômetro de preensão com célula de carga de precisão (modelo G200, Kit de mão H500 - Biometrics[®]) em posição recomendada pela ASHT. Eletromiografia (Miotool 400USB e *software* Miograph/Miotec[®]) do bíceps braquial foi coletada em isometria antes e após às 10 RM e em ação concêntrica durante o teste. Janelas de 0,75 segundos do centro do sinal concêntrico foram analisadas. Diferença significativa na dinamometria foi encontrada entre os grupos TR e NT para os valores de CIVM e de média iniciais e finais tanto para o lado DO quanto ND e também para os valores iniciais de *endurance* para o lado ND. Diferença significativa entre os valores iniciais e finais de cada grupo foram encontradas somente para a CIVM do TR-DO e para média em 30 s do TR-DO e TR-ND. Na eletromiografia apenas o grupo TR-DO apresentou redução significativa da FM entre a isometria inicial e final. Redução significativa na FM em relação à 1ª contração foi observada a partir da 7ª para NT-DO e NT-ND e para TR-ND, enquanto que no TR-DO observou-se a partir da 6ª. Aumento significativo no RMS normalizado pela CIVM foi encontrado em relação à 1ª contração a partir da 3ª para TR-DO e TR-ND e para NT-ND, enquanto que NT-DO apresentou aumento significativo a partir da 2ª. Conclui-se que foi possível observar diferença na força e na resistência de preensão palmar em decorrência do treinamento resistido antes e após fadiga muscular, porém sem diferenças entre os hemisférios. Observou-se que TR conseguem mover maior carga e sustentar por mais tempo o mesmo desempenho mecânico com sinais de fadiga que NT, em especial para o lado DO. Já o grupo NT apresenta incremento maior do recrutamento de novas unidades motoras antes do TR, em especial para o lado ND.

Palavras-Chave: Cotovelo. Eletromiografia. Fadiga muscular. Força da mão. Treinamento de Resistência.

ABSTRACT

Muscle fatigue is a limiting factor for both healthy and sick people and exercise can be beneficial. Ten RM tests give indicia of muscle strength and endurance and combining other analysis tools can provide valuable information. Therefore, the aim of this study was to analyze the effects of muscle fatigue on hand grip dynamometry along 30 seconds and on electromyographic activity in maximal voluntary isometric contractions (MVIC) and in dynamic actions along 10RM test for *biceps braquialis* in trained (TR) and untrained (NT) individuals and in dominant (DO) and non-dominant (ND) limbs. Eighteen young adult men, 9 untrained and 9 experienced in resistance training, participated in the study. The isometric handgrip dynamometry was assessed by grip dynamometer with precision load cell (Model G200, H500 Hand Kit - Biometrics®) in the position recommended by the ASHT. Electromyography (Miotool 400USB and software Miograph/Miotec®) from *biceps braquialis* isometry was collected in advance and subsequently the 10RM test and also from concentric actions during the test. Windows of 0.75 seconds from the center of the signal were analyzed. Significant difference in hand grip dynamometry between TR and NT was found for MIVC and average initial values for both DO and ND hemisides and also for initial values of endurance for ND. Significant difference between baseline and final values of each group was found only for MIVC in TR-DO and for average values within 30 s in TR-DO and TR-ND. In electromyography, only the TR-DO group showed significant reduction of FM during isometry between the initial and final values. Significant reduction in FM compared to the 1st contraction was observed from the 7th to NT and NT-DO and NT-ND and TR-ND, while the TR-DO was observed from the 6th. Significant increases in MVIC-normalized RMS were found in relation to the 1st contraction from the 3rd to TR-DO, TR-ND and NT-ND, while NT-DO increased significantly from the 2nd. It is concluded that it was possible to observe differences in the hand grip peak force and endurance due to resistance training before and after muscle fatigue, but no differences between hemisides. It was observed that TR can move larger loads and sustain longer the same mechanical performance than NT even in presence of fatigue signs, particularly for DO side. The NT group shows greater recruitment of new motor units before TR, in particular for ND side.

Key-words: Elbow. Electromyography. Hand Strength. Muscle Fatigue. Resistance Training.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figuras	Página
1 Vista Esquemática dos nove principais eventos na contração e no relaxamento do músculo esquelético	21
2 Principais locais de atuação do processo de fadiga muscular, originalmente descritos por Bigland-Ritchie (1984)	22
3 Representação esquemática adaptada para o português do processo de Excitação e Contração	23
4 Sequência de eventos envolvendo o processo de avaliação e coleta dos dados	29
5 Medidas de dobras cutâneas empregadas para avaliação da composição corporal de homens brasileiros	30
6 Indicações antropométricas do projeto SENIAM para posicionamento dos eletrodos para o músculo bíceps braquial	31
7 Eletromiógrafo Miotool 400 USB e sensor bipolar ativo diferencial	32
8 Representação da análise eletromiográfica realizada durante o teste de 10 Repetições Máximas em um voluntário não treinado	33
9 Figura meramente ilustrativa do equipamento utilizado para avaliação da força e da resistência de preensão palmar	34
10 Representação das coletas realizadas para análise da força e da resistência de preensão palmar durante 30 segundos	35
11 Ilustração demonstrando a forma de realização do movimento de rosca concentrada, empregada no estudo para avaliação da força e resistência muscular do bíceps braquial, principal agonista do movimento	36
12 Distribuição dos participantes após avaliação inicial	38
13 Valores de Mediana e para variáveis iniciais e finais de dinamometria de preensão palmar para os 4 subgrupos	41
14 Valores de Mediana para variáveis iniciais e finais de eletromiografia de preensão palmar para os 4 subgrupos	42
15 Valores de Mediana para variáveis eletromiográficas ao longo do teste de 10 RM para os quatro subgrupos	43

LISTA DE TABELAS

Tabelas	Página
1 Dados descritivos iniciais para caracterização dos participantes	39
2 Valores de mediana e correlação estatística entre valores de pré-teste e teste para dinamometria de preensão palmar e teste de 10 repetições máximas para o músculo bíceps braquial	40

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

a – anos

ADP – adenosina difosfato

Ag – alumínio

AgCl – cloreto de alumínio

AMP – adenosina monofosfato

ANOVA – *Analysis of Variance*

ASEP – *American Society of Exercise Physiology*

ATP – Adenosina trifosfato

bpm – batimentos por minuto

Ca²⁺ - íon cálcio

CIVM – contração isométrica voluntária máxima

cm – centímetros

CMRR – taxa de rejeição de modo comum

Conversor A/D – conversor analógico digital

dB – decibéis

DO – dominante

EMG – eletromiografia

FC – frequência cardíaca

FM – frequência mediana

FR – frequência respiratória

H⁺ – íon hidrogênio

Hz – Hertz

IMC – Índice de Massa Corporal

IMP – iosina-5 fosfato

irpm – incursões respiratórias por minuto

ISEK – *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*

K⁺ - íon potássio

kg – quilograma

kgf – quilogramas-força

LSB – *low significative Bit*

m – metros

Mg²⁺ - íon magnésio

min – minutos

mmHg – milímetros de mercúrio

MMSS – membros superiores

μv – microvolts

Na⁺ - íon sódio

ND – não dominante

NH₃ – amônia

NT – não treinado

PAD – pressão arterial diastólica

PAS – pressão arterial sistólica

PCr – Creatinafosfato

Pi – fosfato inorgânico

RM – repetições máximas

RMS – *root mean square*

s – segundos

SATM – Sociedade Americana de Terapeutas da Mão

SEMG – eletromiografia de superfície

SENIAM – *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*

Túbulos T – túbulos transversos

TR – treinado

v – volt

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	15
1.1 Tema do Projeto	16
1.2 Problema a Ser Abordado	16
1.3 Hipóteses	16
1.4 Objetivos	17
1.4.1 Objetivo Geral	17
1.4.2 Objetivos Específicos	17
1.5 Justificativa	18
2 REFERENCIAL TEÓRICO	19
2.1 Fadiga Muscular	19
2.2 Adaptações Musculares ao Treinamento Resistido	22
2.3 Teste de 10 Repetições Máximas	23
2.4 Dinamometria de Preensão Palmar	24
2.5 Eletromiografia (EMG)	25
3 MÉTODOS	27
3.1 Caracterização do Estudo	27
3.2 Participantes	27
3.2.1 Critérios de Inclusão	27
3.2.2 Critérios de Exclusão	27
3.3 Procedimentos	28
3.3.1 Antropometria	29
3.3.2 Eletromiografia	31
3.3.3 Dinamometria de Preensão Palmar	32
3.3.4 Teste de 10 Repetições Máximas (10RM)	34
3.4 Análise dos Resultados	36
4 RESULTADOS	38
4.1 Caracterização da Amostra	38
4.2 Dinamometria de Preensão Palmar	39
4.3 Eletromiografia	40
5 DISCUSSÃO	44

6 CONCLUSÃO	51
REFERÊNCIAS	52
APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	61
APÊNDICE B – Questionário e Ficha de Avaliação Física	63
APÊNDICE C – Testes Estatísticos	65
ANEXO A – Termo de Aprovação Comitê de Ética em Seres Humanos	71

1 INTRODUÇÃO

A análise do movimento humano permite determinar possíveis relações entre as limitações e a capacidade funcional do indivíduo. Através dela é possível desenvolver estudos visando aperfeiçoar estratégias de reabilitação e aprimorar a *performance* esportiva de atletas de alto rendimento. Para a mensuração de muitas variáveis, a cinesiologia e a biomecânica se valem de diversos instrumentos de medição para quantificar e descrever o movimento humano segundo suas variáveis cinéticas e cinemáticas, com base em modelos físicos (DISSELHORST-KLUG, *et al.*, 2009).

A fadiga muscular também é frequentemente estudada e utilizada para medir e monitorar a deterioração do desempenho neuromuscular. Tal conceito pode ser definido com a progressiva e contínua atividade voluntária levando à alteração da amplitude e duração dos potenciais de ação e conseqüente declínio do desempenho muscular durante o exercício (HUBERT, 2005; BARBELA e DUATE, 2006; AZEVEDO, 2007). O efeito deste processo é a principal evidência que fundamenta o interesse em estudá-lo. Isso porque o desempenho mecânico do músculo está diretamente relacionado ao rendimento e à participação em atividades diversas ou à promoção de saúde, inclusive.

Dentre as metodologias biomecânicas, a eletromiografia de superfície (SEMG) representa uma modalidade não invasiva para o estudo da função muscular. Seu sinal captado através de eletrodos sobre a pele representa a somatória do sinal gerado pela atividade de diferentes unidades motoras filtrado pelos tecidos (KAPLANIS *et al.*, 2009). Consiste, portanto, no registro e mensuração da somatória dos potenciais de ação necessários para produzir ou manter determinada tensão por parte do músculo esquelético. Apresenta diversas utilidades em diferentes áreas da saúde como neurologia, ortopedia, ergonomia, ciências do esporte e reabilitação. Inúmeras são suas aplicações para diagnóstico, reeducação muscular e avaliação biomecânica, por exemplo. Nesta última, tem como propósitos servir de indicador de estresse muscular, indicador de padrões de movimento e identificação de parâmetros de controle do sistema nervoso (AMADIO e SERRÃO, 2007).

Já os dinamômetros mensuram quantitativamente, em sua maioria, a força muscular isométrica máxima de diversos grupamentos musculares, sendo o de preensão palmar um dos mais utilizados. Apesar de diversas classificações existentes para os movimentos de preensão da mão, existem quatro tipos recomendados para a avaliação funcional com dinamômetros: a preensão palmar; a pinça polpa-a-polpa; a pinça trípode e; a pinça lateral. Em especial, a dinamometria de preensão palmar é útil para detectar graus de incapacidade, para o

estabelecimento dos objetivos dos tratamentos clínicos, cirúrgicos ou de reabilitação, para a verificação da eficácia do tratamento realizado, para determinar prognóstico funcional, para normatização da força de diferentes populações, para testes de admissão laboral e outras aplicações em ergonomia (BOHANNON *et al.* 2006; ACHE DIAS *et al.*, 2010; FERNANDES, *et al.*, 2011; FERREIRA *et al.*, 2011). Quando da possibilidade de analisar a produção de força ao longo do tempo, a deterioração do desempenho mecânico também é um parâmetro usado por especialistas para determinar o “ponto de fadiga” a partir do qual o músculo não é mais capaz de sustentar um nível de força desejado (SANTOS *et al.*, 2008).

Dessa maneira, é possível identificar através, da eletromiografia e da dinamometria, fatores sistêmicos causadores da fadiga relacionados à operação de análises de padrões mecânicos e de impulsos neuromusculares durante o exercício, monitorando índices que indicam o aumento da amplitude ou a diminuição das frequências do sinal mioelétrico e identificar índices de fadiga muscular e correlacionar com as cargas de exercício (AZEVEDO, 2007).

1.1 TEMA DO PROJETO

Indicadores de fadiga muscular em exames de eletromiografia e dinamometria de preensão palmar durante testes para determinação da força e da resistência muscular de membros superiores e a influência do treinamento resistido e da dominância.

1.2 PROBLEMA A SER ABORDADO

O teste de 10 repetições máximas pode ser utilizado para determinação da força e da resistência muscular tanto na Fisioterapia como na Educação Física. Em especial, na Fisioterapia é comumente utilizado para a determinação das cargas a serem utilizadas durante protocolos de reabilitação. Porém, existiria diferença na resposta de indivíduos treinados e não treinados diante da instalação do processo de fadiga muscular localizada em decorrência do teste de 10 RM capazes de inviabilizar a utilização do mesmo como base para o treinamento ou reabilitação de ambos?

1.3 HIPÓTESES

É esperado que pessoas treinadas em exercícios resistidos apresentem maiores valores absolutos de força e/ou de resistência muscular em relação às pessoas não treinadas em decorrência das adaptações específicas do treinamento empregado. Logo, é esperado que também se comportem de maneiras diferentes frente ao processo de fadiga muscular. Portanto, espera-se que estas diferenças impliquem em alterações significativas identificáveis nos exames de eletromiografia e de dinamometria de preensão palmar durante e após o teste de 10 Repetições Máximas.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 Objetivo Geral

Analisar e comparar os efeitos do processo de fadiga muscular a partir da dinamometria de preensão palmar e da atividade eletromiográfica em contrações isométricas voluntárias máximas e em contrações dinâmicas ao longo de testes de 10 repetições máximas, comumente utilizados para determinação da força e da resistência muscular para flexores de cotovelo, em indivíduos treinados e não treinados.

1.4.2 Objetivos Específicos

- a) Analisar a atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial em teste de 10 repetições máximas e em contrações isométricas antes e após o teste para flexores de cotovelo;
- b) comparar diferenças entre o membro dominante e o membro não dominante de indivíduos treinados e não treinados na atividade eletromiográfica do músculo bíceps braquial durante teste de 10 repetições máximas e em contrações isométricas antes e após o teste para flexores de cotovelo;
- c) analisar a variação da força isométrica de preensão palmar ao longo do tempo antes e após a realização de teste de 10 repetições máximas para flexores de cotovelo em indivíduos treinados e não treinados, e;
- d) comparar a variação da força isométrica de preensão palmar ao longo do tempo entre o membro dominante e o membro não dominante de indivíduos treinados e não treinados antes e após a realização de teste de 10 repetições máximas para flexores de cotovelo.

1.5 JUSTIFICATIVA

Os movimentos padronizados isotônicos em exercícios resistidos são amplamente utilizados para avaliar a força e a resistência muscular de atletas e indivíduos fisicamente ativos em diferentes faixas etárias. São empregados também na avaliação de pacientes submetidos a protocolos de reabilitação específicos e, em seguida, utilizados para definição da carga a ser imposta durante o processo de tratamento com exercícios resistidos.

Contudo, são escassos na literatura científica estudos que dêem embasamento pertinente para sua aplicabilidade. Ao mesmo tempo, pesquisadores e profissionais prosseguem utilizando esses testes em suas rotinas de trabalho. Em vista disso, a associação de análise da atividade eletromiográfica e da força e da resistência de preensão palmar em testes de 10 RM para membros superiores possibilita contribuir com a literatura existente provendo dados acerca da ativação muscular e da força e da resistência muscular dos segmentos envolvidos.

Além disso, o processo de fadiga muscular ocorre devido a uma série de alterações metabólicas e fisiológicas que auxiliam também na adaptação do sistema muscular ao treinamento específico para suportar uma carga mais alta de trabalho ou um tempo maior de trabalho (BENSON *et al.*, 2006; SPIERING *et al.*, 2008; MACHADO *et al.*, 2009). Portanto, entender melhor todo este processo e suas repercussões neuromusculares e mecânicas são de extrema importância para auxiliar na elaboração de protocolos de avaliação e treinamento melhor elaborados.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 FADIGA MUSCULAR

O termo fadiga tem sido usado para descrever tanto fenômenos fisiológicos quanto psicológicos. O estado subjetivo e individual envolvidos com o nível de motivação, alterações físicas, mentais e/ou emocionais remetem a uma perspectiva psicológica, enquanto que a falha funcional de um ou mais órgãos remetem a uma perspectiva fisiológica, da qual a fadiga muscular toma grande importância (SILVA *et al.*, 2011).

Fadiga muscular é definida como a incapacidade de manter a força ou a potência requerida ou esperada ao longo do tempo e sua *performance* pode ser largamente recuperada após um período de repouso (EDWARDS, 1981; ENOKA, 1992; FITTS, 1994; GREEN, 1995; SANTOS *et al.*, 2003; GARCIA *et al.*, 2004; SANTOS *et al.*, 2008; ALLEN *et al.*, 2008).

Porém, a redução da *performance* muscular pode ser observada mesmo durante atividades submáximas. Por isso, uma definição mais apropriada seria qualquer declínio na *performance* muscular associada com atividade muscular na intensidade inicial (SIMONSON e WEISER, 1976; BIGLAND-RITCHIE *et al.*, 1986; BOGDANIS, 2012).

A fadiga muscular é um sintoma comum durante a prática de esportes e atividades físicas, mas também tem sido observada como uma resposta secundária durante as atividades de vida diária em diversas doenças e condições de saúde (RIMMER *et al.*, 2012).

O processo de acoplagem excitação-contração muscular segue uma cadeia de eventos relativamente conhecida atualmente (figura 1), e conhecer seu mecanismo de ação é importante para entender o processo de fadiga muscular. O potencial de ação muscular é iniciado na junção neuromuscular pela liberação de acetilcolina em consequência do potencial de ação proveniente do motoneurônio. A transmissão ao longo da fibra muscular depende da ativação de canais de Na^+ à distância e a transmissão do potencial de ação pode ser influenciada por diferentes fatores como o potencial transmembrana, as concentrações intra e extracelulares de Na^+ e K^+ , a resistência e a capacitância da membrana. Então, o potencial de ação é conduzido ativamente através dos túbulos T (transversos) para o interior das fibras musculares através de receptores dependentes de voltagem. Estes estão em contato próximo com os receptores de rianodina no retículo sarcoplasmático, levando à liberação de Ca^{2+} no meio intracelular aumentando a concentração de Ca^{2+} livre, os quais se ligam à troponina C, induzindo o deslocamento da tropomiosina e permitindo ativação e ciclagem das pontes

cruzadas, processo do qual resulta a desenvolvimento de força. Cessado o processo de excitação e contração, o músculo relaxa à medida que o Ca^{2+} é transportado ativamente de volta o interior do retículo sarcoplasmático. Além disso, o processo de fadiga muscular é dependente de vários fatores como sinalização neural, disponibilidade de oxigênio e nutrientes e geração de bioprodutos, podendo interferir em diferentes pontos dessa sequência de eventos (figura 2). Em especial o papel dos íons Pi , Ca^{2+} , H^+ , Mg^{2+} , amônia, espécies reativas de oxigênio e nitrogênio tem sido bastante estudados recentemente (ALLEN *et al.*, 2008; FITTS, 2011; IZQUIERDO *et al.*, 2011; MCARDLE *et al.*, 2011; ALLEN e TRAJANOVSKA, 2012; NG, 2012).

O ATP (adenosina trifosfato) é considerado a fonte de energia imediata do músculo esquelético, mas diversos outros substratos são utilizados para sua ressíntese. Durante exercícios extenuantes, inicialmente observa-se uma queda da concentração de fosfocreatina [PCr] e aumento na concentração de creatina [Cr] e fosfato inorgânico [Pi]. Quando as [PCr] atingem valores muito baixos, a concentração de ATP [ATP] começa a reduzir com conseqüente aumento substancial da concentração de ADP (adenosina difosfato) [ADP], seguido pelo aumento da concentração de AMP (adenosina monofosfato) [AMP] que pode então ser degradado em amônia (NH_3) e iosina-5 fosfato (IMP). Com a redução do ATP há também aumento da concentração de magnésio [Mg^{2+}] livre, pois ADP, AMP e IMP possuem menor afinidade por ele. O glicogênio muscular, principal reserva de energia do músculo, também é rapidamente utilizado durante exercício intenso pela glicogênese anaeróbia e mais lentamente durante exercício aeróbio. No entanto, a razão pela qual fadiga muscular é associada com a depleção de glicogênio ainda não está bem descrita. Além disso, muito dos mecanismos que contribuem para a fadiga muscular são temperatura dependentes, sugerindo a influência da temperatura muscular sobre o processo de fadiga, o qual ocorre mais rapidamente em temperaturas elevadas do que em baixas temperaturas (ALLEN *et al.*, 2008, IZQUIERDO *et al.*, 2011; ALLEN e TRAJANOVSKA, 2012).

No exercício máximo de curta duração, a falta de oxigênio e o maior nível de lactato sanguíneo e muscular se correlacionam com a fadiga, pois o meio intracelular é alterado drasticamente pelo aumento na concentração de H^+ . Durante esse tipo de exercício também são encontradas alterações na função contrátil relacionadas à depleção de PCr, às mudanças na miosina ATPase e redução da função das enzimas fosforilase e fosfofrutoquinase, a desequilíbrios iônicos e a distúrbios nos túbulos T para transmitir o impulso nervoso através da célula (figura 3), embora ainda não completamente compreendidos (McARDLE *et al.*, 2011; FITTS, 2011b).

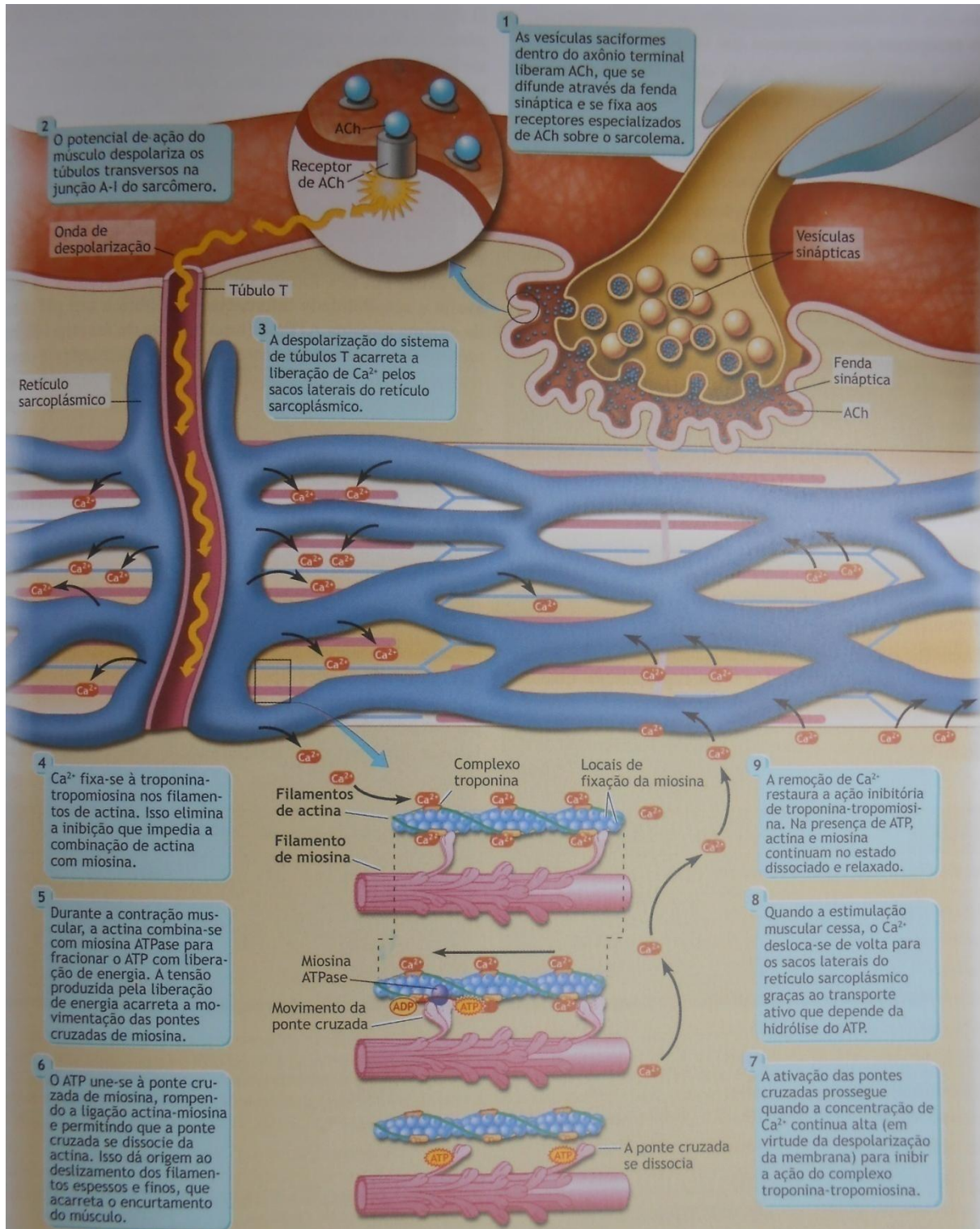


Figura 1 – Vista Esquemática dos nove principais eventos na contração e no relaxamento do músculo esquelético.

Fonte: McARDLE *et al.*, 2011.

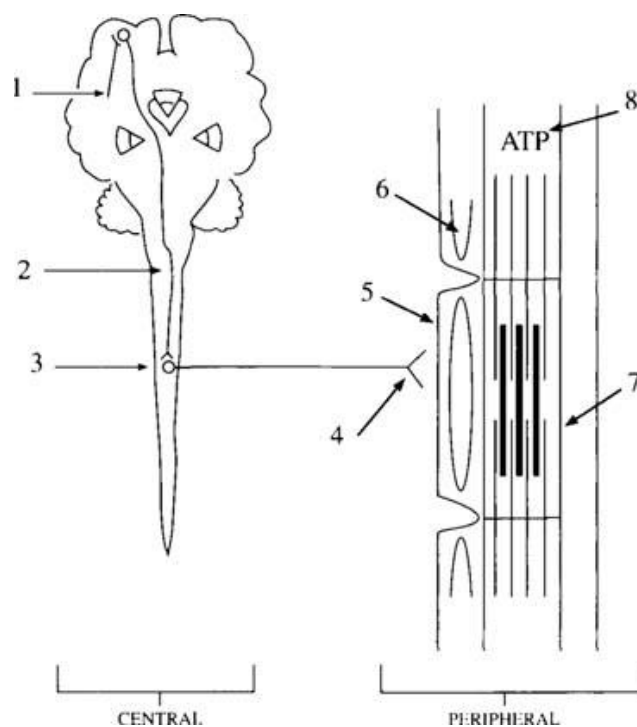


Figura 2 – Principais locais de atuação do processo de fadiga muscular, originalmente descritos por Bigland-Ritchie (1984).

Componentes neurais sinalizados de 1 a 4 demonstram o input excitatório dos centros motores altos, drive excitatório para motoneurônios inferiores, a excitabilidade de motoneurônios e a transmissão neuromuscular, respectivamente. Os fatores periféricos dentro da célula muscular incluem: 5, excitabilidade do sarcolema; 6, acoplagem excitação-contração para incluir os túbulos T e liberação/recaptação de Ca^{2+} pelo Retículo Sarcoplasmático; 7, mecanismos contráteis, e; 8, disponibilidade de energia metabólica e acumulação de metabólitos.

Fonte: FITTS, 2011b.

2.2 ADAPTAÇÕES MUSCULARES AO TREINAMENTO RESISTIDO

Treinamento resistido consiste na realização de exercícios sistematizados com a utilização de sobrecarga contrapondo ao movimento visando promover adaptações tanto fisiológicas como morfológicas ao sistema musculoesquelético e outros.

O treinamento crônico com exercícios pode, além de aumentar a força muscular, aumentar também a capacidade do músculo em resistir à fadiga tanto em indivíduos saudáveis quanto em pacientes em diferentes idades (BISHOP *et al.*, 2011; HURLEY *et al.*, 2011; BOGDANIS, 2012). Em contrapartida, o descondicionamento ou a falta de exercícios pode aumentar a fatigabilidade (BLOOMFIELD, 1997; RIMMER *et al.*, 2012).

Mais especificamente sobre o treinamento resistido, a correta manipulação das variáveis, como cargas e volume de treinamento, tempo de descanso entre séries e exercícios distintos, ordem dos exercícios, tipo e velocidade de ação muscular enfatizada e aspectos

nutricionais em um programa de treinamento, determinam ativação específica de vias de sinalização intracelular, respostas hormonais e imunológicas bem como maior eficiência na síntese protéica que podem determinar o resultado final de acordo com o objetivo de um programa de treinamento (SPIERING *et al.*, 2008).

Dentre as características capazes de serem treinadas estão incluídas a força, a potência, a hipertrofia e a resistência muscular localizada. Porém outras variáveis como agilidade, coordenação, flexibilidade e outras medidas de *performance* motoras também podem ser melhoradas através do treinamento resistido (AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 2009).

Em ações máximas é sabido que adaptações ao treinamento resistido dinâmico relacionadas ao aumento na produção de força e na hipertrofia muscular também são acompanhadas por aumento na amplitude do sinal eletromiográfico enquanto que alterações no espectro de frequências do sinal não são observadas (OLIVEIRA e GONÇALVES, 2009).

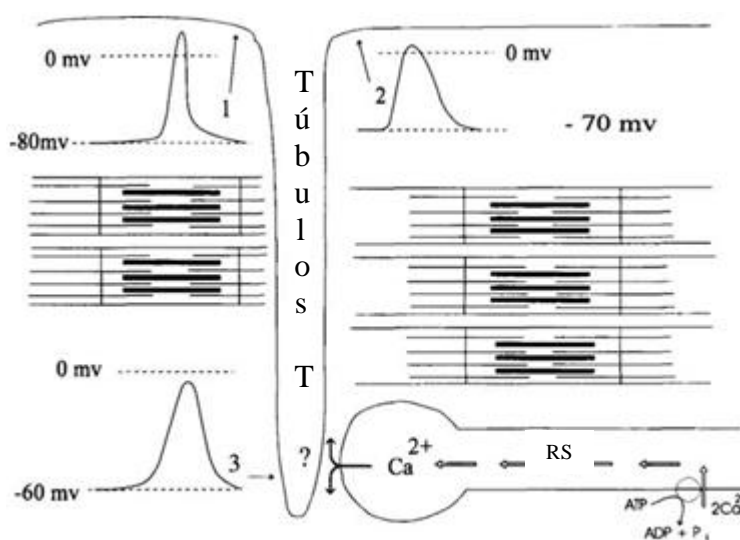


Figura 3 – Representação esquemática adaptada para o português do processo de Excitação e Contração.

Potencial de ação representativo em repouso (1), seguido de fadiga (2). A maneira pela qual o potencial de ação nas profundidades dos túbulos T (3) é afetado pela fadiga é incerta, por isso o registro apresentado é teórico e não uma medida real. O ponto de interrogação (?) indica que os componentes do fluido extracelular nas profundezas dos túbulos T em um músculo fadigado são ainda desconhecidos. As linhas pontilhadas atravessando cada potencial de ação representam o repouso e a linha neutra dos potenciais. RS = retículo sarcoplasmático.

Fonte: FITTS, 2011b.

2.3 TESTE DE 10 REPETIÇÕES MÁXIMAS

O teste de repetições máximas consiste em uma das formas de estabelecer indicadores de força dinâmica, sendo uma alternativa aos testes máximos de 1RM em decorrência de preocupações com a segurança do avaliado. É comumente utilizado quando não há disposição para a utilização de cargas demasiadamente elevadas, bem como quando o avaliado apresenta algum tipo de comprometimento físico ou não estiver familiarizado com esforços físicos máximos (GUEDES e GUEDES, 2006). O teste pode ser realizado de duas formas. Pode-se optar por escolher uma carga subjetiva e solicitar ao avaliado a realização da maior quantidade de repetições possíveis ou então estabelecer uma quantidade de repetições e a partir daí encontrar a maior carga possível de ser levantada somente a quantidade de vezes estipulada anteriormente. Este segundo modelo foi o escolhido para este estudo por ser mais comumente empregado na prática clínica para determinação das cargas de treinamento tanto em academias como em programas de reabilitação.

Outras vantagens relacionadas a este tipo de teste é a disponibilidade dos equipamentos a um baixo custo, ao menos quando realizados com pesos livres, e apresentam boa reprodutibilidade em relação à maioria dos programas de treinamento resistido que geralmente é isotônico (BROWN e WEIR, 2001).

Usualmente o teste envolve aquecimento geral de 3 a 5 minutos, alongamentos estáticos, seguido de aquecimento específico da musculatura a ser avaliada. A determinação da carga máxima geralmente envolve determinar de forma empírica a provável carga máxima. A familiaridade do avaliador com o teste auxilia na predição desses valores, bem como o próprio avaliado deve sugerir a provável carga máxima quando acostumado com a prática de exercícios resistidos. O teste envolve processo de tentativa e erro e mais do que três a cinco tentativas devem ser evitadas pela influência cada vez maior do processo de fadiga. O teste consiste em realizar uma sequência de tentativas na qual a carga seja intermediária entre a carga mais elevada realizada com sucesso e a menor carga que não tenha sido possível completar a quantidade de repetições estipuladas. Será considerada a carga somente quando o avaliado conseguir realizar de forma correta a quantidade exata de repetições estipuladas e nenhuma a mais. Intervalos de 1 a 5 minutos são indicados para testes de 1RM e até 10 minutos entre as tentativas para testes com maior número de repetições. Quando ultrapassado o número de tentativas, intervalo mínimo de 24 deve ser respeitado antes de um novo teste (BROWN e WEIR, 2001; GUEDES e GUEDES, 2006).

2.4 DINAMOMETRIA DE PREENSÃO PALMAR

A capacidade que os humanos têm de utilizar a mão como pinça ou garra é denominada de preensão, sendo que essa pode ser realizada somente com os dedos ou com uma associação das diversas articulações da mão e podendo ser diferenciadas de acordo com as formas do objeto que se segura. Para mensurar a força de preensão palmar, dispõe-se atualmente de dinamômetros que podem ser de quatro tipos: hidráulicos; mecânicos; pneumáticos ou; eletrônicos. Desses, o mais utilizado e reportado na literatura tem sido o hidráulico e também um dos mais utilizados por profissionais envolvidos com a reabilitação de membros superiores (CAIXETA, 2008).

Os instrumentos eletrônicos possuem a vantagem de fornecer informações referentes à fadiga. Por outro lado, existem poucos estudos de validação e confiabilidade, protocolos de testes e dados normativos se comparado ao dinamômetro hidráulico Jamar[®], considerado como padrão-ouro para mensurar a força da mão e recomendado pela Sociedade Americana de Terapeutas da Mão (SATM) (MOREIRA *et. al.*, 2001; CAIXETA, 2008; FERNANDES e MARINS, 2011). Massy-Westropp e colaboradores (2004) relataram valores semelhantes entre o Jamar[®] e dispositivos eletrônicos, porém dando preferência ao primeiro em vista da quantidade de estudos mostrando sua validação e confiabilidade. No entanto, quando objetiva-se relatar indicadores de fadiga, instrumentos eletrônicos podem fornecer informações mais precisas e em maior quantidade. Além disso, esforços têm sido empregados para reunir informações significativas acerca das medidas de resistência muscular (OLIVEIRA, 2009; REUTER *et al.*, 2011).

2.5 ELETROMIOGRAFIA (EMG)

Conforme descrito anteriormente, o sinal eletromiográfico representa a somatória do resultado de correntes iônicas de despolarização e repolarização das membranas sarcoplasmáticas ativadas em uma contração muscular que alcançam a superfície da pele após serem filtradas pelos diferentes tecidos subcutâneos, alcançando os eletrodos posicionados na superfície da pele sobre o ventre muscular.

Basmanjan e De Luca (1985) definiram a eletromiografia como “o estudo da função muscular por meio da investigação do sinal elétrico emanado pelos músculos” por se tratar de uma técnica experimental, preocupada com o desenvolvimento, a gravação e a análise dos sinais mioelétricos, formados por variações fisiológicas no estado de membranas da fibra muscular.

O sinal de EMG oriundo da contração muscular pode ser caracterizado em dois domínios, denominados tempo e frequência. No domínio do tempo o sinal de EMG é uma medida da amplitude do sinal (voltagem) e reflete o número de unidades motoras ativadas naquele dado instante e a frequência de ativação. Já o domínio da frequência é a mensuração da frequência com que a onda cruza a linha de base e é medida em hertz (Hz). Está relacionada à velocidade de condução dos potenciais de ação, ao menos em contrações musculares isométricas, mas tem sido estudada sobre várias perturbações e condições de ação muscular como isometria, isocinética, excêntrica e dinâmicas (MALEK e COBURN, 2011).

A análise das curvas do sinal eletromiográfico em exercício possibilita o estudo *in vivo* da função muscular e também das manifestações de fadiga de um determinado músculo, e este tem sido o meio diagnóstico mais utilizado para estudar os efeitos da fadiga no controle muscular. Neste contexto, alterações são observadas tanto no domínio do tempo como da frequência do sinal, caracterizando alterações no estado fisiológico muscular. Aumento dos componentes de baixa frequência e redução mais discreta nos componentes de alta frequência simultaneamente possibilitam detectar a instalação do processo de fadiga utilizando-se indicadores relacionados à densidade do espectro de frequência do sinal, sendo a Frequência Mediana um dos mais utilizados em virtude de maior respaldo científico (GARCIA *et al.*, 2004; SANTOS *et al.*, 2008; CATELLI, 2010). Porém, nos últimos anos diversas formas de processamento do sinal eletromiográfico, bem como a combinação de mais que um único indicador, tem sido propostas na tentativa de aumentar a sensibilidade dos testes (GONZÁLEZ-IZAL *et al.*, 2012).

Associações entre variáveis eletromiográficas e manifestações de fadiga muscular durante níveis elevados de contração voluntária tem sido extensivamente relacionadas com aumento na amplitude do sinal como descrito acima, mas também mudanças no espectro de frequências para frequências mais baixas. De fato, mudanças eletrofisiológicas e bioquímicas associadas com manifestações de fadiga muscular também têm sido usadas para estimar indiretamente o estado funcional do maquinário contrátil muscular (IZQUIERDO, 2011).

3 MÉTODOS

3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO

Tratou-se de um estudo experimental, controlado, analítico e transversal, aprovado pelo comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, sob protocolo de número 2062, de 2011 (ANEXO A).

3.2 PARTICIPANTES

A amostragem foi por conveniência, convidada através de cartazes afixados em diferentes academias do município de Uberaba e nas dependências da instituição promotora, com autorização dos responsáveis. A amostra constituiu-se de 23 homens com idades entre 18 e 30 anos, sendo 11 não treinados (grupo controle) e 12 praticantes de treinamento resistido (grupo treinado). Embora a amostra não tenha sido escolhida com base em cálculo amostral, buscou-se a inclusão de 9 indivíduos em cada grupo, em conformidade com artigos publicados em periódicos de reconhecido mérito científico na área de Educação Física, reconhecendo as limitações e dificuldades de trabalhar com pesquisa em seres humanos (AHTIAINEN e HÄKKINEN, 2009; JULIENNE *et al.*, 2012; UZUN, *et al.*, 2012; GUFFEY, *et al.*, 2012; CALLEWAERT *et al.*, 2013).

3.2.1 Critérios de Inclusão

- a) Ser do sexo masculino;
- b) idade entre 18 e 30 anos;
- c) praticar musculação ou exercícios resistidos por mais de um ano e frequência semanal superior a 2 dias, para membros superiores – para voluntários treinados – ou;
- d) não ter praticado exercícios resistidos ou musculação nos últimos 6 meses ou por mais que 6 meses consecutivos nos últimos dois anos – para voluntários não treinados.

3.2.2 Critérios de Exclusão

- a) Apresentar alterações funcionais em membros superiores;
- b) apresentar alterações cardiopulmonares ou outras que comprometessem a realização ou o incremento da carga de exercícios físicos diversos;
- c) fazer uso de suplementação hormonal, e;
- d) estar em regime alimentar específico ou fazendo restrição de algum substrato energético específico.

3.3 PROCEDIMENTOS

A pesquisa aconteceu em dois momentos. Na primeira avaliação, os participantes consentiram com a participação voluntária (APÊNDICE A) e responderam questionário (APÊNDICE B) referente a dados pessoais gerais, antecedentes pessoais e familiares de morbidades, antecedentes de prática de atividade física com detalhamento do período, duração e descrição da sistematização do treinamento realizado, quando necessário, e foram submetidos à avaliação física, envolvendo avaliação de sinais vitais, medidas antropométricas de massa corporal total, estatura, dobras cutâneas, teste de 10 repetições máximas para determinação da força e da resistência muscular localizada para o movimento de flexão de cotovelo e determinação instrumental da força de preensão palmar. Os dois últimos testes tiveram intuito de familiarizar o participante com os procedimentos, não sendo considerados seus resultados para o procedimento experimental.

Na segunda avaliação, realizada em período de 5 a 7 dias após a primeira, iniciou-se com aquecimento específico seguida de coletas do sinal mioelétrico do músculo bíceps braquial bilateralmente em Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM), teste de dinamometria de preensão palmar, teste de 10 RM para flexão de cotovelo, nova CIVM e nova dinamometria, seguidas de desaquecimento. Nesta data, as coletas foram organizadas de forma que metade do grupo iniciasse os testes pelo lado dominante e a outra metade pelo lado não dominante.

Previamente aos testes de esforço máximo, os voluntários foram instruídos verbal e visualmente sobre a correta realização dos mesmos. Durante os testes, intenso reforço verbal e encorajamento foram fornecidos pelo pesquisador sempre com as mesmas frases padronizadas previamente ao começo do estudo. E todas as coletas foram realizadas sempre pelo mesmo avaliador. Os participantes foram orientados a não consumir recursos estimulantes nos dias das avaliações, bom como a ter uma boa noite de sono e a não realizar exercícios vigorosos no dia anterior às avaliações. Os eventos procederam conforme demonstrado na figura 4.

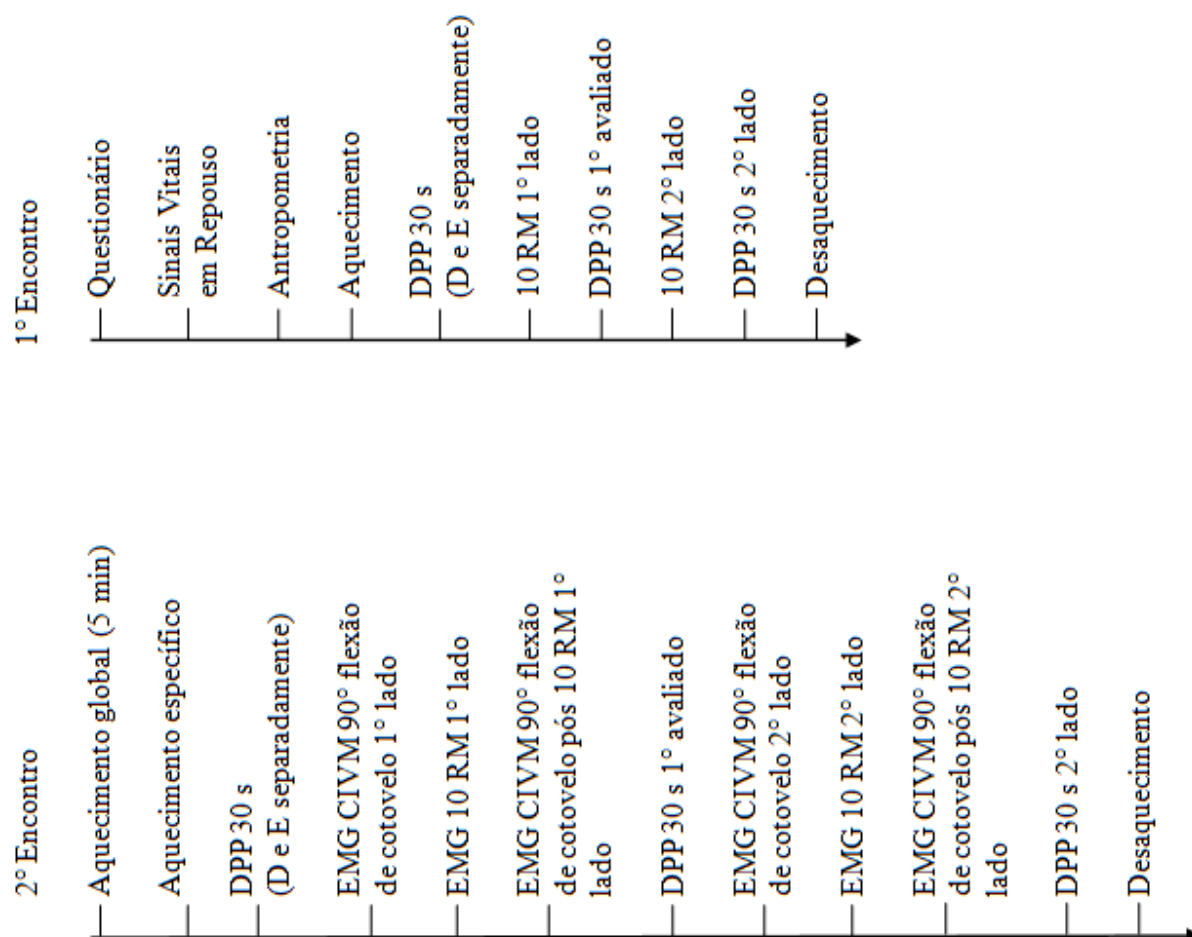


Figura 4 - Sequência de eventos envolvendo o processo de avaliação e coleta dos dados.

DPP = Dinamometria de Preensão Palmar; D = direito; E = esquerdo; s = segundos; min = minutos; EMG = eletromiografia; CIVM = Contração Isométrica Voluntária Máxima.

Fonte: Os organizadores.

3.3.1 Antropometria

Segundo as recomendações da Sociedade Americana de Fisiologistas do Exercício (ASEP), durante o primeiro dia de avaliação os participantes realizaram medidas de estatura, massa corporal total e dobras cutâneas (HEYWARD, 2001). Para avaliação da composição

corporal utilizou-se equação com a somatória das dobras tricipital, supra-ílica e abdominal proposta por Guedes e Guedes (1991) para homens jovens da população brasileira (figura 5).



Figura 5 – Medidas de dobras cutâneas empregadas para avaliação da composição corporal de homens brasileiros.

Pregas tricipital [(a) e (b)], supra-ílica [(c) e (d)] e abdominal [(e) e (f)].

Fonte: GUEDES e GUEDES, 2006.

3.3.2 Eletromiografia

Para análise eletromiográfica foram observados todos os padrões recomendados pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (ISEK, 1999). Foram analisados os músculos bíceps braquial, bilateralmente (figura 6).

Os eletrodos foram posicionados na tentativa de seguir o protocolo do SENIAM *Project (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles)* (HERMENS *et al.*, 2000; SURFACE ELECTROMYOGRAPHY FOR THE NON-INVASIVE ASSESSMENT OF MUSCLES, 2012), porém o eletrodo de referência foi posicionado no maléolo lateral direito para evitar movimentação dos cabos durante testes dinâmicos e por garantir melhor relação sinal-ruído, e a distância intereletrodos foi de 3 cm centro-a-centro.

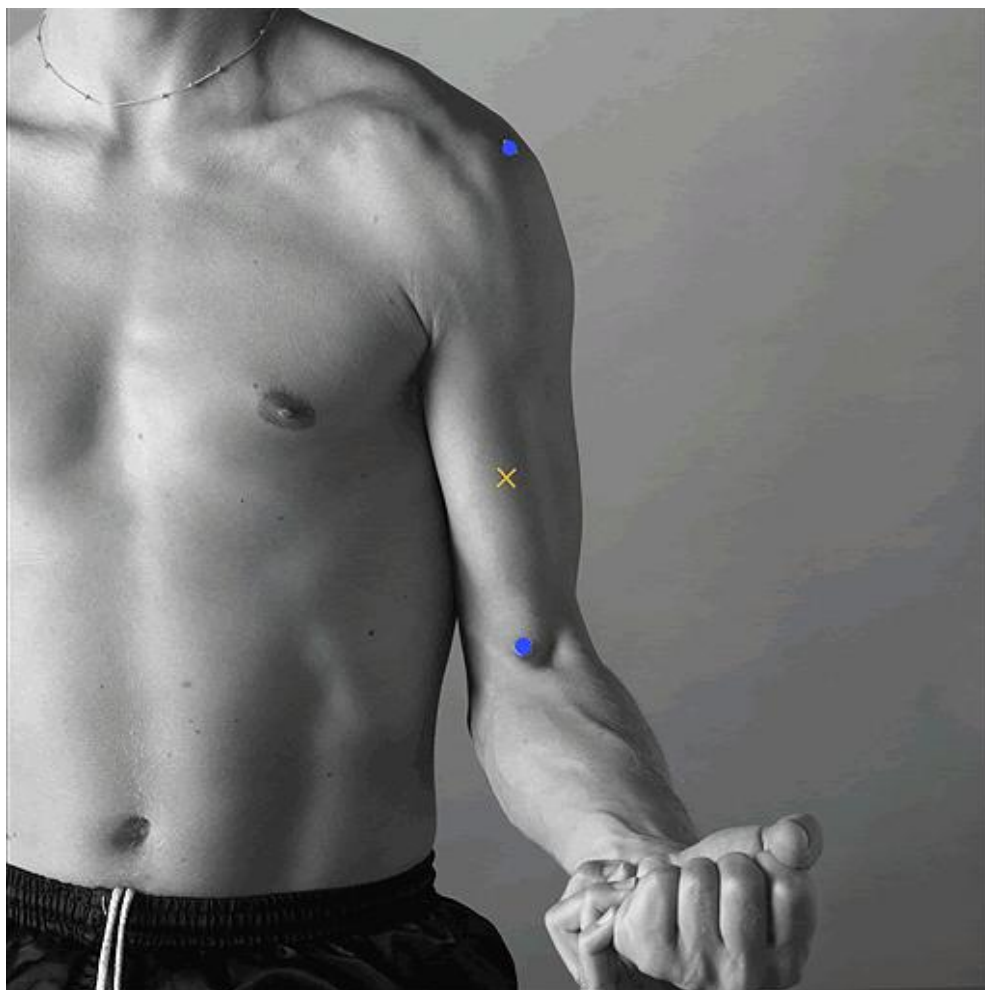


Figura 6 – Indicações antropométricas do projeto SENIAM para posicionamento dos eletrodos para o músculo bíceps braquial.

Fonte: Surface Electromyography for Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM)

Utilizou-se equipamento Miotool 400 USB (Miotec[®]) de quatro canais, sensores ativos diferenciais, eletrodos de Ag/AgCl em forma de disco com um cm de diâmetro (MAXICOR[®]), distantes três cm centro-a-centro (sensor com distância fixa não sendo possível utilizar 2cm), ganho de 200x por canal, conversor A/D 14 Bits, taxa de aquisição de 2000 Hz por canal, taxa de rejeição de modo comum (CMRR) de 110 dB, nível de ruído < 2 LSB (*Low Significant Bit*) e impedância de entrada de 10^{10} Ohm//2pF. O sinal foi tratado com auxílio do *software* Miograph (Miotec[®]) sendo filtrado por filtro passa-banda de 20-500hz, Butterworth de 4^a ordem.



Figura 7 - Eletromiógrafo Miotool 400 USB e sensor bipolar ativo diferencial.

Fonte: Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda.

Janelas fixas de 0,75 segundos da porção média do sinal eletromiográfico foram extraídas para análise em isometria e em ação concêntrica as quais foram processadas e analisadas, conforme demonstrado na figura 8. Analisaram-se os parâmetros de RMS (*Root Mean Square*) normalizado pela CIVM e Frequência Mediana (utilizando Transformada Rápida de Fourier).

3.3.3 Dinamometria de Prensão Palmar

A força isométrica de prensão palmar foi avaliada por meio de dinamômetro de prensão com célula de carga de precisão, modelo G200 do Kit de mão H500 e *software* E-Link (Biometrics[®]) (figura 9). Este equipamento realiza a medida da força de prensão palmar ao longo do tempo. Neste trabalho foram realizadas duas medidas de força isométrica máxima mantida por 30 segundos em ambas as mãos, separadamente, com a empunhadura na posição

dois (figura 10). A primeira fora realizada previamente à realização do teste de 10 repetições máximas e a segunda logo após a finalização do mesmo. Conforme demonstrado na figura 11, o indivíduo permaneceu sentado, com ombros aduzidos paralelos ao tronco, cotovelos flexionados a 90°, com antebraços e punhos em posição neutra conforme recomendações da Sociedade Americana de Terapeutas da Mão (SATM) (FERNANDES e MARINS, 2011). Foram analisadas as seguintes variáveis: pico de força (kgf); média em 30 segundos (kgf); razão média em relação ao pico (%) e; resistência ou *endurance* (kgf/s). Neste estudo, o *endurance* ou resistência muscular foi analisado através da inclinação da curva de regressão linear dos dados obtidos ao longo de 30 segundos, representando, portanto, a quantidade de tensão perdida por unidade de tempo. Dessa maneira, quanto mais inclinada a curva, maior a perda de tensão por unidade de tempo e, conseqüentemente, menor resistência muscular.

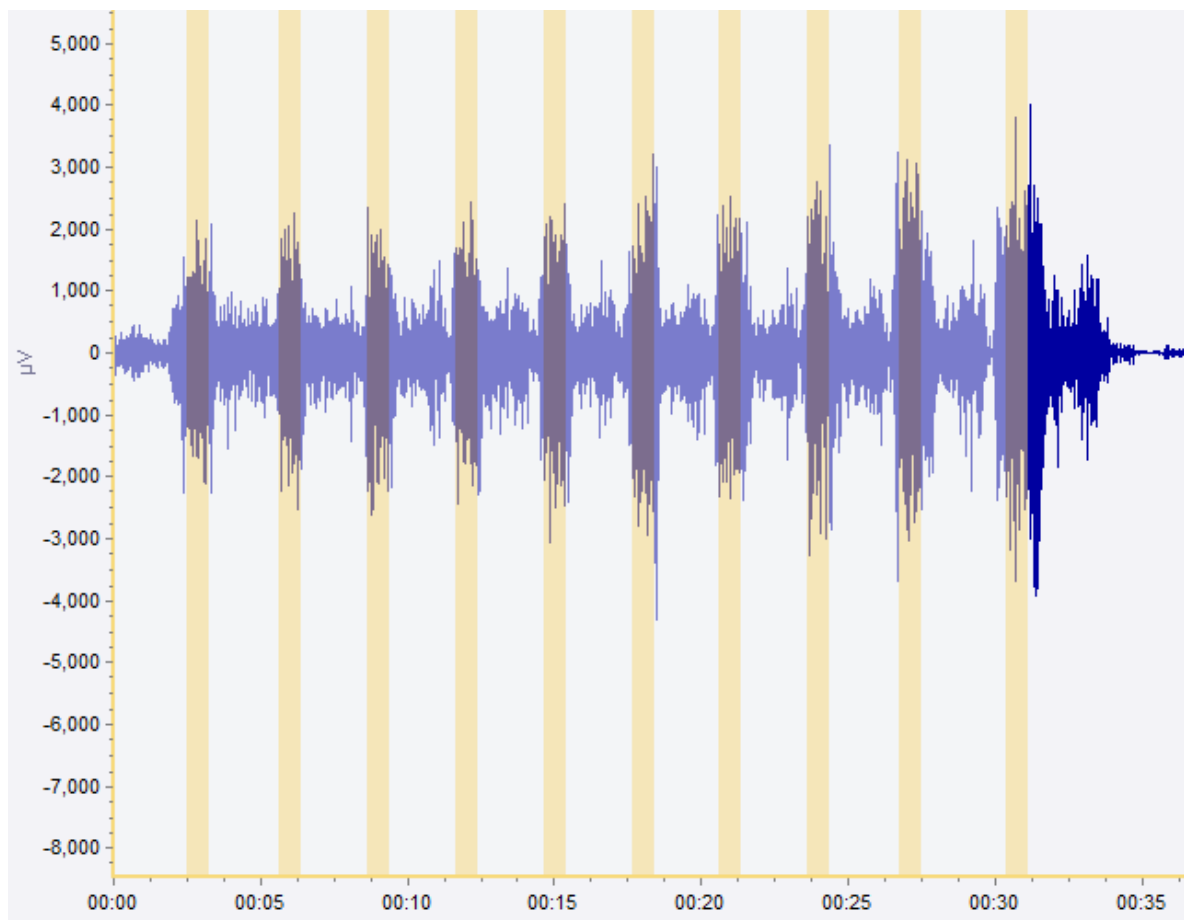


Figura 8 – Representação da análise eletromiográfica realizada durante o teste de 10 Repetições Máximas em um voluntário não treinado.

Fonte: Os organizadores



Figura 9 – Figura meramente ilustrativa do equipamento utilizado para avaliação da força e da resistência de prensão palmar.

Fonte: Biometrics Ltd

3.3.4 Teste de 10 Repetições Máximas (10 RM)

O teste de 10 RM para flexão de cotovelo foi realizado através do movimento de Rosca Concentrada (*Seated Concentration Curl*) com pesos livres, conforme descrito na literatura (EVANS, 2007). O participante permaneceu sentado, com as pernas entreabertas, apoiou a porção distal e posterior do braço exercitado sobre a face interna da coxa homolateral, ombro alinhado verticalmente, com o cotovelo e antebraço em supinação. Ele deveria, então, tracionar o haltere em direção ao ombro (figura 12). Padronizou-se a realização de um movimento fluido, acompanhando a batida de um metrônomo a 60 bpm, sendo 1 ciclo de movimento a cada três batidas, ou seja, enfocando um segundo para a ação concêntrica e dois segundos para a volta excêntrica do movimento.

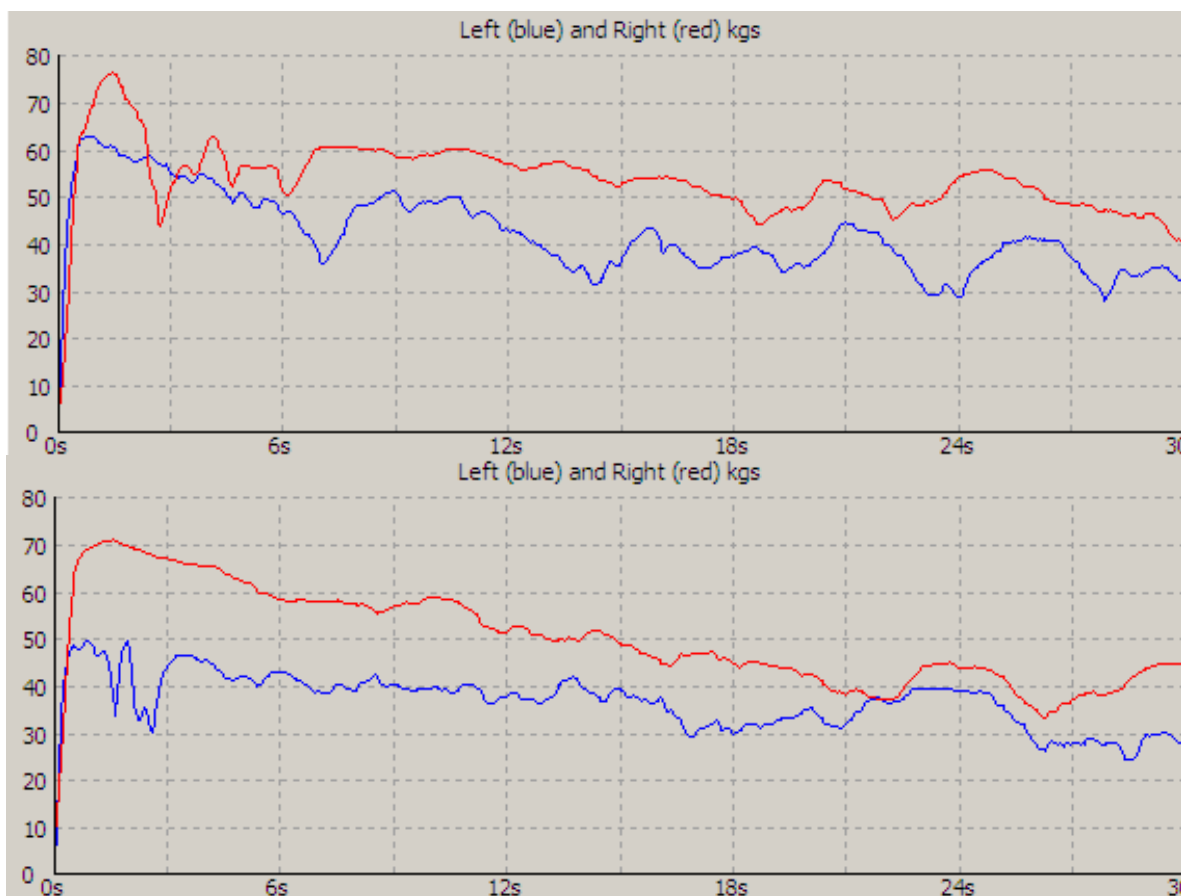


Figura 10 – Representação das coletas realizadas para análise da força e da resistência de preensão palmar durante 30 segundos.

Exemplo de voluntário não treinado previamente ao teste de 10 repetições máximas (parte superior) e posteriormente ao mesmo (parte inferior). As curvas em vermelho representam o membro superior direito e as curvas em azul o membro superior esquerdo, representando os membros dominante e não dominante, respectivamente, para o voluntário em questão.

Fonte: Os organizadores

Realizou-se aquecimento geral por cinco minutos em cicloergômetro, seguido de aquecimento específico constando de três séries de 10 repetições com cargas crescentes de 30 %, 50 % e 75 % da carga estimada para a realização de 10 RM, respectivamente. Após o aquecimento foram realizadas no máximo cinco tentativas de identificar a carga de 10RM com sobrecargas crescentes e intervalo de 3 a 5 minutos entre cada tentativa, conforme descrito na literatura (BROWN e WEIR, 2001).

Durante o teste, foi considerada a carga de 10 RM quando o participante conseguia realizar 10 movimentos fluidos sem ocorrência de compensações observáveis pelo examinador, em velocidade compatível com a frequência do metrônomo.

Foram utilizados halteres previamente calibrados de um, dois e cinco quilos com precisão de até 0,5 kg, em decorrência da diferença na massa real dos halteres. A calibração foi realizada

em balança mecânica comercial com precisão de 0,05 kg. Cada halter e a barra com grampos foram aferidos quatro vezes, sendo considerada a moda entre as quatro tentativas ou a média aritmética quando apresentava duas leituras com um valor e duas leituras com outro valor.

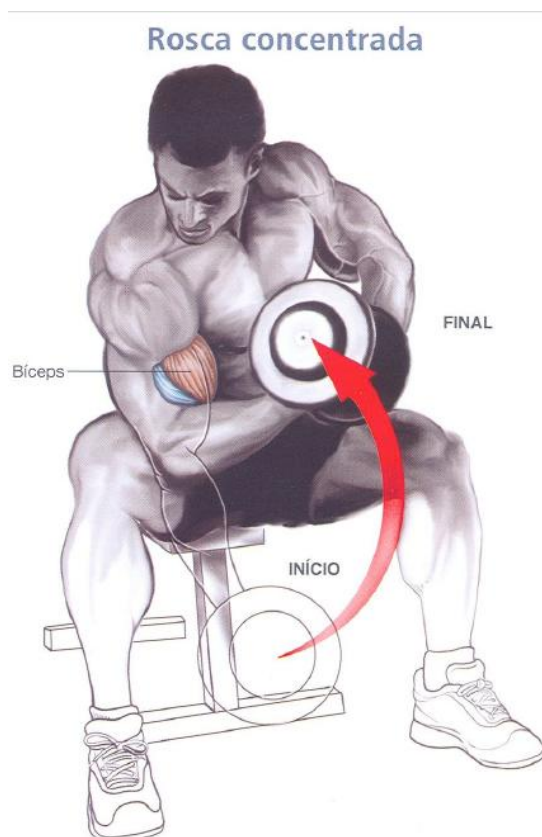


Figura 11– Ilustração demonstrando a forma de realização do movimento de rosca concentrada, empregada no estudo para avaliação da força e resistência muscular do bíceps braquial, principal agonista do movimento.

Fonte: EVANS, 2007.

3.4 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Todos os resultados foram analisados quanto à distribuição normal através do teste de Shapiro-Wilks. A amostra foi dividida em 4 subgrupos: não treinado dominante (NT-DO); não treinado não dominante (NT-ND); treinado dominante (TR-DO) e; treinado não dominante (TR-ND). Devido ao tamanho da amostra e por apresentarem, em sua grande maioria, variáveis não normais, optou-se pela utilização dos testes de *Kruskal-Wallis ANOVA* seguidos do *Mann-Whitney U test* para analisar as diferenças intergrupos e os testes de *Friedman*

ANOVA e/ou *Wilcoxon Matched Pairs Test* para analisar as diferenças intragrupos, com auxílio do *software* Statistica 8.0. Correlação de postos de Spearman (ρ) foi aplicada para verificar a reprodutibilidade entre os valores de pré-teste obtidos durante o primeiro dia de avaliação e os valores do teste propriamente dito obtidos no segundo dia de avaliação, para as cargas de 10 RM e de Pico da CIVM na dinamometria de preensão palmar. Utilizou-se nível de significância menor que 5%.

4 RESULTADOS

4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Dos 23 participantes avaliados (11 grupo controle e 12 grupo treinado), apenas 18 foram incluídos nos estudos (9 grupo controle e 9 grupo treinado), conforme ilustrado na figura 12. Dos participantes do grupo treinado, dois desistiram de continuar as avaliações do segundo encontro e um foi excluído por apresentar lesão recente em um dos membros. Dos participantes do grupo não treinado, um foi excluído por apresentar dores no punho direito durante o teste de 10 RM e um foi excluído por ter praticado musculação por 3 semanas dois meses previamente ao momento da avaliação. Os dados a seguir serão apresentados em mediana, quartil inferior e superior.

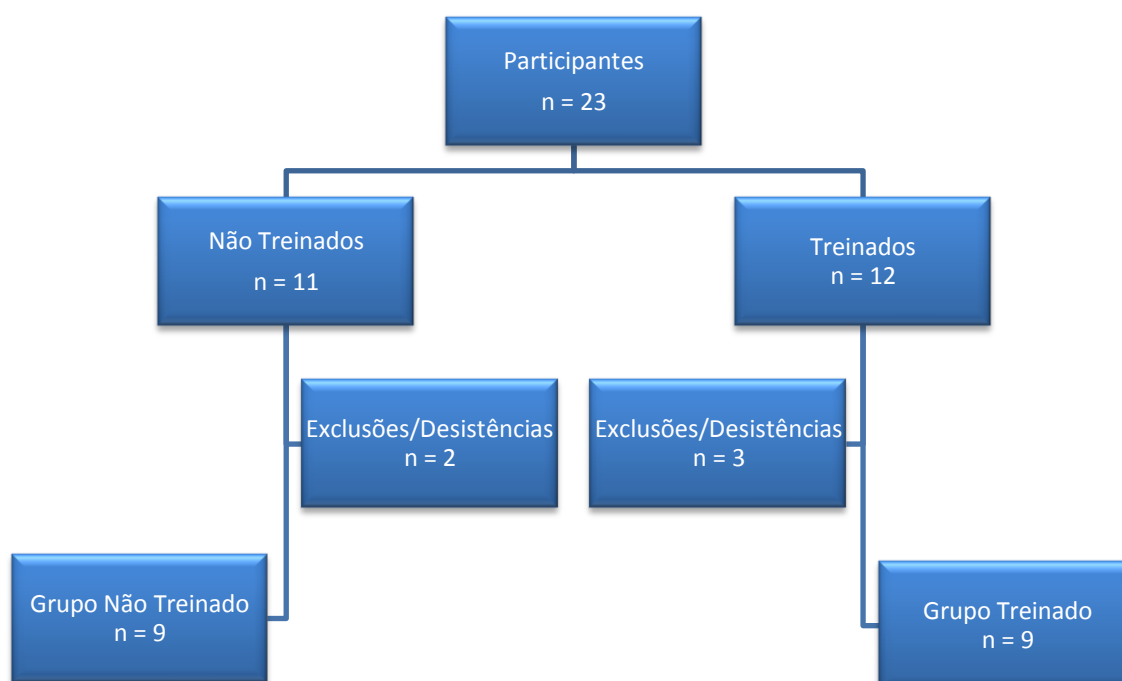


Figura 12 – Distribuição dos participantes após avaliação inicial.

Fonte: Os organizadores

Dentre os avaliados, os grupos não apresentaram diferenças significativas entre si para as variáveis de idade, sinais vitais (FC, FR, PAS e PAD) e altura. Porém, apresentaram-se significativamente diferentes para as variáveis Massa Corporal Total e IMC. O grupo treinado apresentou maior massa corporal e IMC provavelmente devido à maior quantidade de massa muscular, uma vez que se apresentaram com menor percentual de gordura subcutânea.

Diferença significativa também foi encontrada para a massa correspondente às 10RM e CIVM na dinamometria de preensão palmar tanto do lado DO quanto ND (tabela 1).

Tabela 1 - Dados descritivos iniciais para caracterização dos participantes.

	Grupo NT			Grupo TR			p*
	Mediana	Quartil Superior	Quartil Inferior	Mediana	Quartil Superior	Quartil Inferior	
Idade (a)	22,00	26,00	19,00	22,00	29,00	20,00	
Massa Corporal Total (kg)	68,73	71,93	64,35	82,05	98,95	74,05	0,004509
Altura (m)	1,73	1,75	1,70	1,74	1,81	1,69	
Índice de Massa Corporal (kg/m ²)	22,43	24,82	21,42	27,27	28,54	26,24	0,009824
Percentual de Gordura (%)	20,22	27,66	8,26	13,6	19,56	10,44	0,023466
Frequência Cardíaca (bpm)	79,00	82,00	68,00	74,00	79,00	67,00	
Frequência Respiratória (irpm)	16,00	17,00	14,00	14,00	15,50	11,00	
Pressão Arterial Sistólica (mmHg)	120,00	120,00	120,00	125,00	135,00	115,00	
Pressão Arterial Diastólica (mmHg)	80,00	80,00	80,00	80,00	85,00	70,00	
Tempo de treinamento (a)	-	-	-	3,00	8,00	1,00	-
10RMDO (kgf)	8,72	8,85	8,00	15,25	19,02	10,68	0,000237
10 RM ND (kgf)	8,66	8,73	7,50	14,98	15,78	12,93	0,001129
CIVM dinamometria DO (kgf)	40,90	48,00	31,80	67,10	76,30	44,90	0,003017
CIVM dinamometria ND (kgf)	35,30	46,00	32,10	54,50	62,90	48,00	0,000848

NT= Não Treinado; TR= Treinado.

* teste U de Mann-Whitney, valores significativos para $p < 0,05$

Fonte: Os organizadores

O coeficiente de Correlação de Postos de Spearman foi aplicado entre os testes preliminares e experimentais de 10 RM e CIVM da dinamometria. Os testes de 10RM apresentaram correlação superior a 0,83 para ambos os grupos enquanto que os valores de dinamometria mostraram maior variabilidade, em especial para o grupo NT (tabela 2).

4.2 DINAMOMETRIA DE PREENSÃO PALMAR

Em relação à dinamometria de preensão palmar, diferença significativa entre os valores iniciais e finais de cada grupo foram encontradas somente para a CIVM do grupo TR-DO ($p = 0,027709$) e média em 30 s dos grupos TR-DO e TR-ND [$p = 0,046400$ (DO) / $0,027709$ (ND)]. Diferença significativa foi encontrada entre os grupos TR e NT, tanto do lado DO quanto do ND, para os valores de CIVM e de média em 30 s iniciais [$p = 0,003017$ / $0,005031$ (DO) e $p = 0,000848$ / $0,005031$ (ND)] e também finais [$p = 0,009824$ / $0,014172$ (DO)

e $p= 0,009824 / 0,028187$ (ND)] e, para os valores iniciais de *endurance* somente para o lado ND ($p= 0,017236$) (figura 13).

Tabela 2 – Valores de mediana e correlação estatística entre valores de pré-teste e teste para dinamometria de preensão palmar e teste de 10 repetições máximas para o músculo bíceps braquial.

	CIVM Dinamometria (kgf)			10 RM (kg)		
	Pré-teste	Teste	ρ	Pré-teste	Teste	ρ
NT DO	44	40,9	0,07	8,6	8,72	0,83*
NT ND	38	35,3	0,07	7,9	8,66	0,97*
TR DO	52	67,1	0,55	14,39	15,25	0,98*
TR ND	50	54,5	0,20	14,79	14,98	0,84*

CIVM = contração isométrica voluntária máxima; RM = repetições máximas; NT= Não Treinado; TR= Treinado; DO = dominante; ND = não dominante; kgf = quilograma-força; kg = quilogramas.

ρ = correlação de postos de Spearman. * = $p<0,05$

Fonte: Os organizadores

4.3 ELETROMIOGRAFIA

Pouca diferença entre os subgrupos foram observadas na avaliação eletromiográfica para as variáveis analisadas. Comparando as variáveis da isometria inicial e final, apenas o grupo TR-DO apresentou redução significativa da FM ($p= 0,024391$) (figura 14).

Ao longo do teste de 10 RM, diferenças entre os grupos TR e NT foram encontradas apenas na FM durante a 5ª e a 7ª repetição do membro DO ($p=0,033169$ e $p=0,03667$ respectivamente).

Analisando contração a contração, redução significativa na FM em relação à 1ª contração foi observada a partir da 7ª contração no grupo NT [DO ($p= 0,011719/0,017961/0,035693$) e ND ($p= 0,017961/0,035693/0,011719/0,017961$)] e no TR-ND ($p=0,032970/0,007686/0,017961/0,007686$), enquanto que no TR-DO observou-se a partir da 6ª repetição ($p= 0,035693/0,035693/0,011719/0,010863/0,011719$). Aumento significativo no RMS normalizado pela CIVM foi encontrado em relação à 1ª contração a partir da 3ª repetição para o grupo TR (DO e ND) e para o NT-ND, enquanto que o NT-DO apresentaram aumento significativo a partir da 2ª contração (valores de p não mostrados, disponíveis em apêndice C).

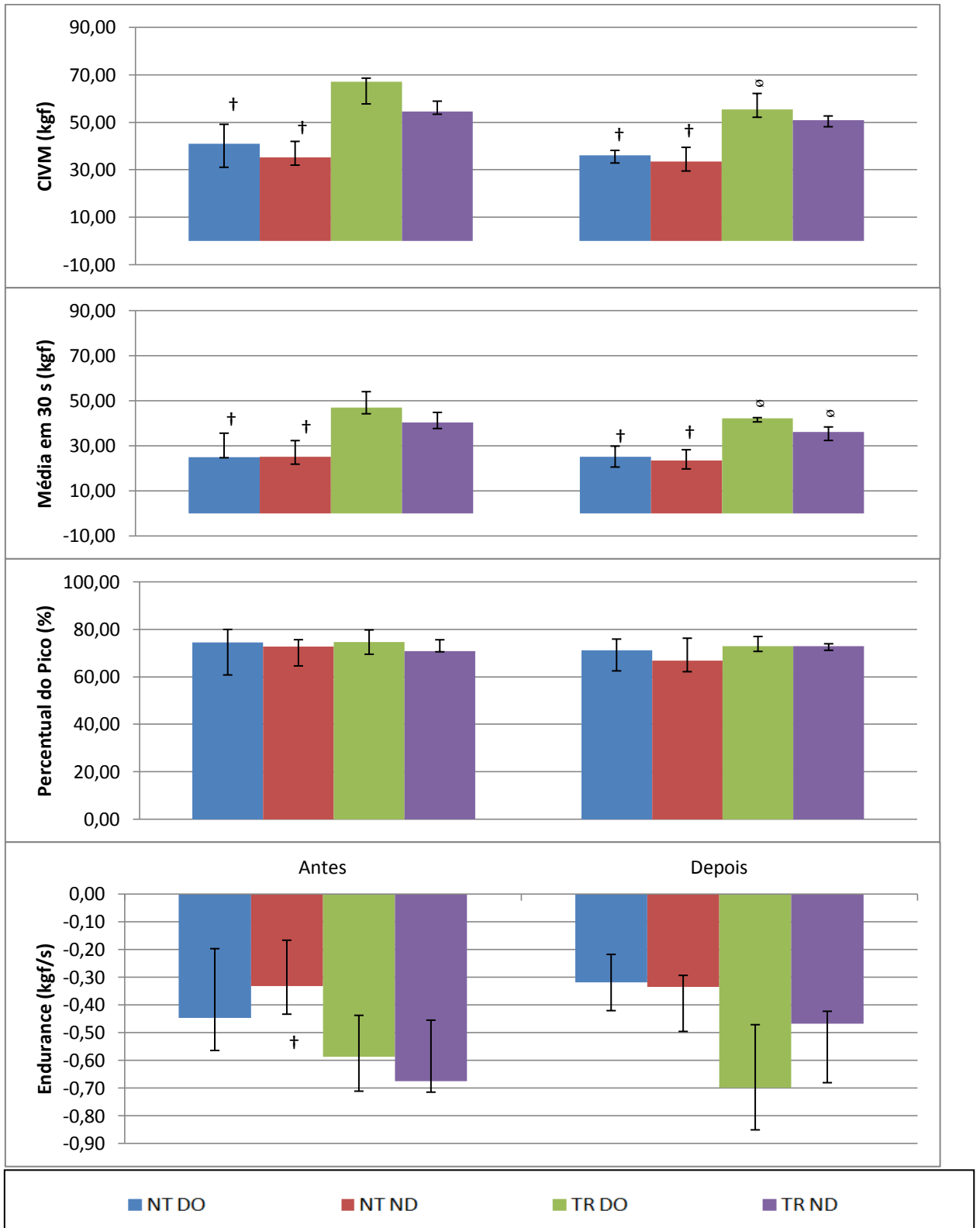


Figura 13 – Valores de Mediana, quartil inferior e quartil superior para variáveis iniciais e finais de dinamometria de prensão palmar para os 4 subgrupos.

CIVM = Contração Isométrica Voluntária Máxima; NT = Não Treinado; TR = Treinado; DO = dominante; ND = Não Dominante. ∞ p≤0,05 vs. Antes; † p<0,05 vs. Treinado.

Fonte: Os organizadores

Ao comparar cada contração do teste de 10 RM com a sua antecessora, observou-se redução significativa da FM entre a 5ª e 6ª repetição do TR-DO ($p= 0,015157$). O RMS normalizado pela CIVM aumentou da 1ª à 4ª repetição e novamente entre a 5ª e a 6ª para o NT-DO ($p= 0,011719/0,011719/0,035693/0,049951$) e entre a 2ª e 3ª repetições do NT-ND ($p= 0,035693$), já no grupo TR aumentou entre a 2ª e a 3ª do lado DO ($p= 0,015157$) e entre a 4ª e 5ª do lado ND ($p= 0,007686$).

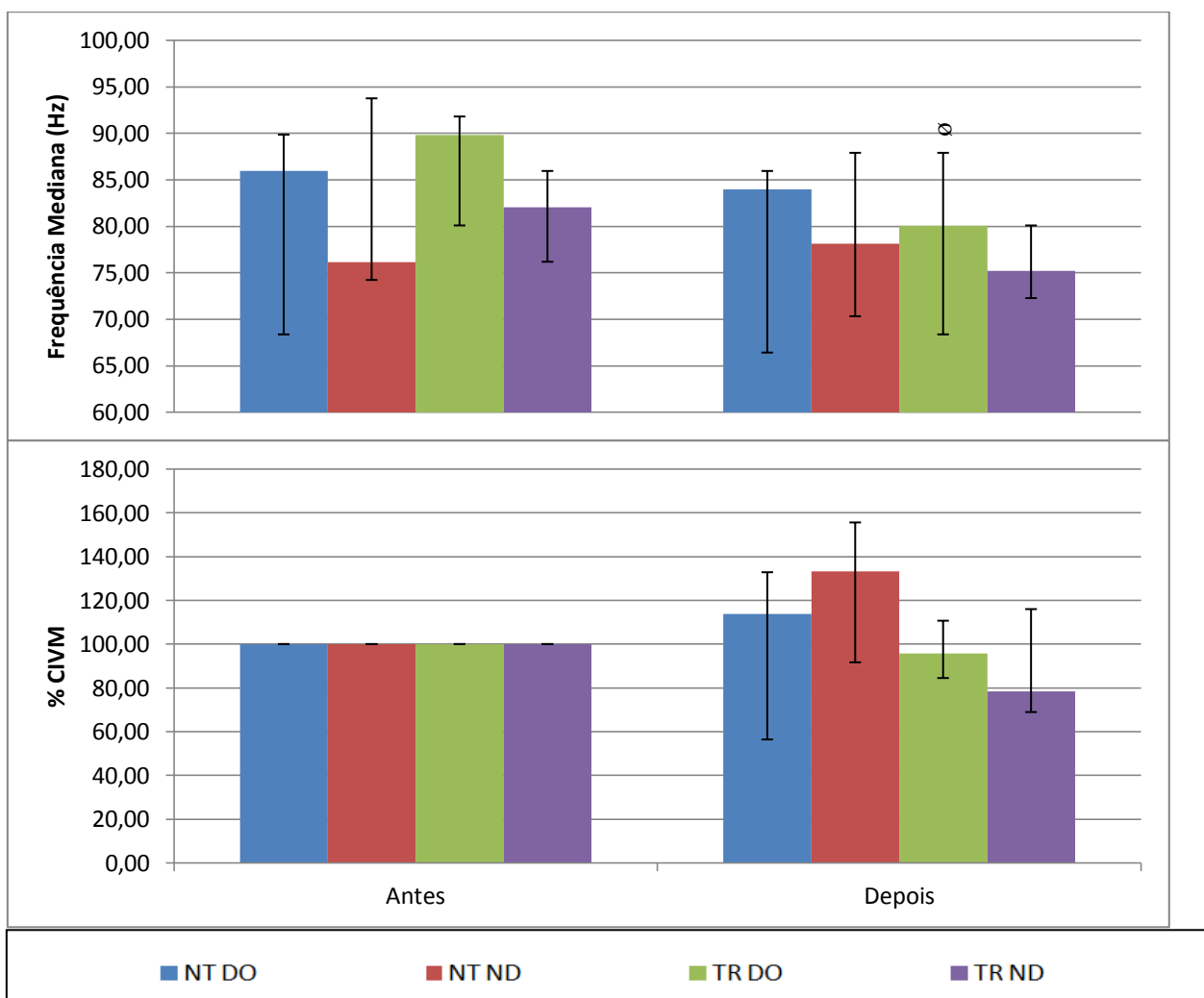


Figura 14 – Valores de Mediana, quartil inferior e quartil superior para variáveis iniciais e finais de eletromiografia de preensão palmar para os 4 subgrupos.

CIVM = Contração Isométrica Voluntária Máxima; NT = Não Treinado; TR = Treinado; DO = dominante; ND = Não Dominante. ∅ $p \leq 0,05$ vs. Antes.

Fonte: Os organizadores

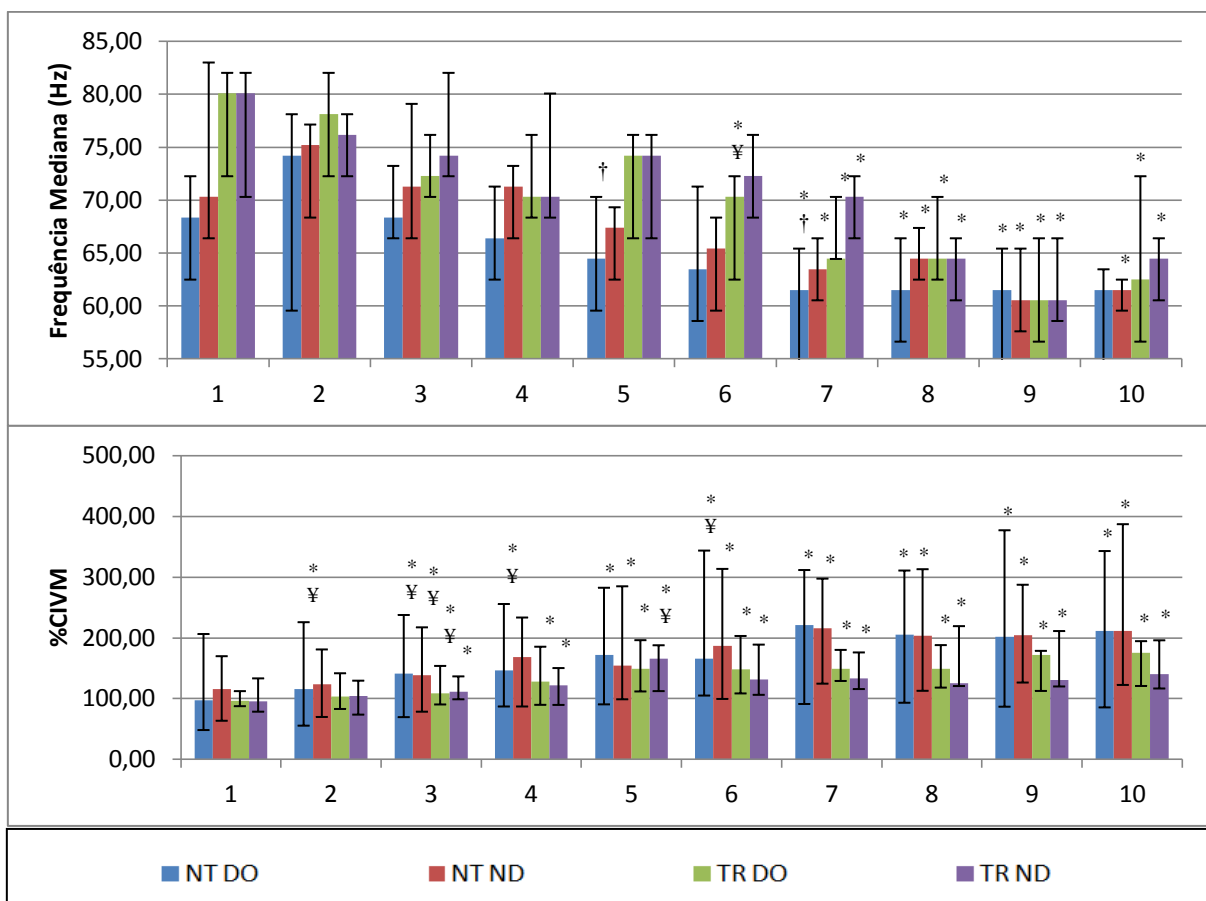


Figura 15 – Valores de Mediana, quartil inferior e quartil superior para variáveis eletromiográficas ao longo do teste de 10 RM para os quatro subgrupos.

RMS = *Root Mean Square*; CIVM = Contração Isométrica Voluntária Máxima; NT = Não Treinado; TR = Treinado; DO = dominante; ND = Não Dominante.* $p < 0,05$ vs. 1ª Repetição; † $p < 0,05$ vs. Treinado; δ $p < 0,05$ vs. Não Dominante; ¥ $p < 0,05$ vs. Contração Anterior.

Fonte: Os organizadores

5 DISCUSSÃO

O presente estudo procurou investigar o processo de fadiga muscular durante e após o teste de 10 RM para o músculo bíceps braquial através da EMG e da dinamometria de preensão palmar em pessoas não treinadas e pessoas praticantes de exercícios resistidos há mais de um ano. Não foi encontrado nenhum estudo que comparasse variáveis eletromiográficas repetição a repetição durante o teste de 10 RM nem estudos comparando a força de preensão palmar e a resistência muscular para preensão antes e após testes de 10RM para membros superiores levando em consideração a dominância e a influência do treinamento resistido. Comparações entre pessoas treinadas e não treinadas ou entre hemicorpos dominantes e não dominantes utilizando eletromiografia foram encontradas apenas em séries múltiplas de 8-12 RMs (WALKER, *et al.*, 2012; ATHIAINEN e HÄKKINEN, 2009; IZQUIERDO *et al.*, 2011). A força de preensão palmar e o comportamento da CIVM em dinamômetros diversos já foram bem estudados, porém a avaliação de indicadores de resistência à fadiga muscular através da dinamometria de preensão palmar ainda não é padronizada, dificultando comparações entre os diferentes estudos. Ressalta-se também que o tamanho da amostra e o poder dos testes empregados exigem cuidado para fazer inferências e conclusões a respeito dos dados analisados.

Os estudos que envolvem prática de exercícios resistidos necessitam conhecimento prévio sobre o estado físico geral dos indivíduos, seja para ter parâmetros iniciais a fim de compará-los aos resultados futuramente, ou até para prevenir qualquer risco à saúde durante os testes. Ao comparar valores iniciais de diferentes variáveis de grupo controle e grupo com intervenção, parte-se do pressuposto que tenham valores não diferentes, uma vez que as alterações seguidas possam ser indicadores da eficácia do treinamento ou tratamento, quando for o caso.

Neste estudo, buscou-se incluir adultos jovens dos quais as variáveis fisiológicas não diferiram entre os grupos. No entanto, variáveis antropométricas apresentaram maiores valores para o grupo de indivíduos treinados, especialmente para massa corporal, o que é coerente em se tratando do perfil desses voluntários e de alterações decorrentes do treinamento resistido e está em consonância com a literatura (ABAD *et al.*, 2010; VELOSO *et al.*, 2010). Como o percentual de gordura encontrado foi menor para o grupo de jovens treinados, denota-se maior contribuição da massa muscular global para os parâmetros antropométricos avaliados.

O teste de 10 RM foi capaz de levar o músculo avaliado à fadiga, observada pela falha concêntrica na realização da 11ª repetição e pela redução da FM na avaliação eletromiográfica nas últimas repetições para todos os grupos (figura 15). Observou-se que pessoas treinadas conseguem mover maior carga e sustentar por mais tempo o mesmo desempenho mecânico inicial que não treinados mesmo com indícios de aparecimento precoce do processo de fadiga muscular, em especial para o membro DO. Do outro lado, o grupo NT apresenta maior incremento do recrutamento de novas unidades motoras antes do grupo TR, em especial para o membro ND.

Durante avaliação eletromiográfica em isometria, apenas o grupo TR-DO apresentou redução da FM em isometria ao final do teste de 10 RM, sem qualquer outra alteração nos demais subgrupos. Nenhuma alteração significativa foi observada para as variáveis RMS bruto ou RMS normalizado pela CIVM. Tendências divergentes entre NT e TR foram observadas no RMS normalizado pela CIVM, sendo que os valores após o teste de 10RM tenderam a aumentar para NT e a diminuir para TR de ambos os lados. Ahtiainen e Häkkinen (2009) não observaram qualquer alteração eletromiográfica avaliando a integral do sinal após séries de exercícios uniaxiais para extensão de joelho em atletas e não atletas, embora com redução da produção de força, sugerindo que a fadiga tivesse origem periférica sem qualquer comprometimento central. Os autores suportam essa idéia devido ao aumento nas concentrações da lactato sanguíneo após utilização de séries múltiplas com dois tipos de sobrecargas em ambos os grupos estudados, tanto para atletas como para não atletas. Ressalta-se que no presente estudo, o teste isométrico aconteceu imediatamente após o término do teste de 10 RM, portanto não se acredita que recuperação significativa pudesse ocorrer entre a última repetição do teste de 10 RM e a isometria.

Durante o teste de 10 RM, comparando as demais contrações com a primeira, três dos subgrupos apresentaram redução da FM a partir da 7ª repetição, com exceção do subgrupo TR-DO que se iniciou na 6ª. Este subgrupo também foi o único a apresentar redução significativa na 6ª repetição em relação à sua antecessora, indicando redução mais acentuada da FM nesta transição. Na 5ª e na 7ª repetições também foram encontradas diferenças significativas entre os subgrupos NT-DO e TR-DO, sendo os valores menores para o grupo NT. Aparentemente, valores de FM iniciaram mais elevados para o grupo TR e apresentaram uma redução mais expressiva se igualando com os valores do grupo NT ao final das 10 repetições, embora essas diferenças não tenham se mostrado significativas.

A FM é utilizada para quantificar alterações no conteúdo espectral do sinal de EMG baseada na Transformada de Fourier e está relacionada com mudanças na velocidade de

condução das fibras e consequentes alterações na duração da onda do potencial de ação das unidades motoras. Embora seu comportamento seja controverso, em contrações dinâmicas tem sido mostrado que a FM usualmente diminui durante atividades fatigantes (GONZÁLEZ-IZAL *et al.*, 2012). Além disso, apresenta grande validade no estudo de fadiga muscular devido à quantidade de artigos publicados, conforme descrito anteriormente. Assim sendo, o TR-DO foi o primeiro a apresentar sinais de fadiga muscular, mesmo assim foi capaz de manter o deslocamento da maior carga até a última repetição. Isso poderia ser indicativo que pessoas treinadas podem suportar trabalhar em condições de fadiga eletromiográfica por mais tempo. Trabalhos avaliando a atividade neuromuscular em exercícios de alta intensidade sugerem que essas mudanças no espectro de frequência dos músculos envolvidos, indicaria, possivelmente, fadiga seletiva de fibras de ação rápida. Essa fadiga seletiva pode estar relacionada com a fadiga aumentada em indivíduos com elevada porcentagem de fibras rápidas, o que também poderia explicar os achados do presente estudo, uma vez que indivíduos treinados apresentariam elevada porcentagem de fibras rápidas em comparação com não treinados (KUPA *et al.*, 1995; BILLAUT *et al.*, 2006; BOGDANIS, 2012).

O RMS Bruto e o RMS normalizado pela CIVM apresentaram comportamentos semelhantes em relação à primeira repetição tendo aumentado progressivamente a partir da 3ª repetição para os três subgrupos, com exceção do NT-DO que se iniciou já a partir da 2ª repetição. Para os três subgrupos o aumento foi maior a partir da 3ª repetição, com exceção do TR-ND que se deu a partir da 5ª repetição.

O aumento na amplitude do sinal eletromiográfico representado pelas duas variáveis, está relacionado principalmente ao aumento na taxa de disparos, ao recrutamento de maior quantidade de unidades motoras e maior sincronismo entre elas, bem como pela forma e pela velocidade de propagação dos potenciais de ação (GONZÁLEZ-IZAL *et al.*, 2012; SUNDSTRUP *et al.*, 2012, STOCK *et al.*, 2012). Embora não tenha sido encontrada diferença significativa entre os grupos TR e NT, o recrutamento prematuro do grupo NT poderia demonstrar seu maior despreparo para manter determinada sobrecarga frente ao grupo TR, necessitando recrutar mais unidades motoras desde as repetições iniciais.

Também foi observada uma tendência aparente de valores de amplitude do sinal para o grupo TR mostrarem-se semelhantes aos valores para o grupo NT nas primeiras repetições, sendo que essa diferença aumenta nas últimas repetições devido a um aumento mais expressivo para o grupo NT, sobretudo nos valores de RMS normalizado pela CIVM. A atividade eletromiográfica de pessoas treinadas é conhecida por ser superior em atividades máximas, devido à maior capacidade de recrutar unidades motoras de maneira sincrônica,

gerando assim maior tensão em um determinado instante. Ou então, costumam apresentar menor atividade eletromiográfica para mover ou sustentar uma mesma carga nominal que pessoas NT em virtude da sobrecarga ser perceptivelmente menor para uma pessoa treinada. Mendez-Villanueva e colaboradores (2008) e Bogdanis (2012) analisaram este processo e argumentam que isso poderia sugerir redução no *drive* neural e na ativação muscular em virtude do processo de fadiga, e que a paralela diminuição da atividade eletromiográfica e da potência em uma sequência de *sprints* pode ser uma consequência e não a causa da redução na *performance*. Essas inferências também corroboram com as observações acerca da redução da FM nos indivíduos TR.

No presente trabalho optou-se por utilizar a CIVM a 90° de flexão de cotovelo para normalizar tanto as contrações isométricas quanto dinâmicas, uma vez que Burden (2010) não encontrou nenhuma evidência forte da necessidade de utilizar outros métodos de normalização para comparar contrações sucessivas. A possibilidade de realizar uma contração dinâmica máxima com os mesmos parâmetros da atividade avaliada colocaria uma sobrecarga ainda maior sobre o músculo avaliado, podendo influenciar nos resultados subsequentes. Foi observado que tanto o RMS bruto como o RMS normalizado por alguma variável como a CIVM, por exemplo, apresentaram comportamentos semelhantes, embora com diferenças em valores absolutos.

A análise da dinamometria de preensão palmar mostrou reduções significativas após o teste de 10 RM somente para os subgrupos TR-DO e TR-ND. Houve redução dos valores de média em 30 segundos para ambos os grupos e da CIVM apenas para o DO.

Esse comportamento pode sugerir que o grupo TR esteja mais adaptado aos trabalhos com carga do que aos trabalhos que demandam resistência. A redução da média no grupo ND sem alteração da CIVM pode expressar uma relação de maior deterioração da resistência para este grupo em comparação com o DO, que apresentou redução tanto da CIVM como da média em 30s. A não diferença entre os valores iniciais e finais grupo NT pode ser explicado pelo fato de que os músculos menos treinados são mais propensos a ter uma subativação máxima que os treinados, implicando em menor número de fibras fadigadas, podendo manter carga semelhante ao final do teste (BEHM *et al.*, 2002; NORDLUND *et al.*, 2004; RACINAIS *et al.*, 2007; BOGDANIS, 2012).

Diferença entre os lados DO e ND não foram encontradas tanto para NT como TR. Em geral, o lado DO é aparentemente mais forte que o ND mesmo após os esforços, porém apenas o grupo TR apresentou uma tendência nesse sentido [$p= 0,095965$ (antes) e $0,078170$ (depois)]. A maioria dos estudos que relatam diferença na força de preensão palmar na ordem

de 3,2 a 10%, em especial para pessoas destras enquanto pessoas sinistras podem apresentar diferença na ordem de 1% ou mesmo apresentar o membro direito mais forte que o esquerdo (CROSBY *et al.*, 1994; PETERSEN *et al.*, 1989; SCHMIDT e TOEWS, 1970; AMOSUN *et al.*, 1995; HANTEN *et al.*, 1999; SHECHTMAN *et al.*, 2003; ADEDOYIN *et al.*, 2009; ROBERTS *et al.*, 2011). No entanto, o presente estudo não levou em conta o lado esquerdo e direito, apenas segmentos DO e ND, embora apenas dois voluntários do grupo NT fossem sinistros. Corroborando com os achados do presente estudo, Bohannon (1997) e Günther e colaboradores (2008) não encontraram diferença significativa na força de preensão palmar quando levado em consideração o efeito da dominância. Em geral o membro direito era mais forte que o esquerdo, embora os participantes apresentassem valores relativamente superiores para o membro DO. A hipótese de que há uma diferença entre os membros DO e ND, e que esta pode ser reduzida com o treinamento resistido, em especial com a utilização de exercícios bilaterais simultâneos não pode ser verificada, uma vez que neste estudo não se observou diferença significativa em não treinados.

Estudos comparando o efeito da fadiga sobre a força de preensão palmar estavam relacionados, em sua maioria, ao estudo da influência do intervalo de descanso entre tentativas sucessivas de preensão palmar (BECHTOL, 1954; REDDON *et al.*, 1985; TROSSMAN e LI, 1989; MATHIOWETZ, 1990; MONTAZER e THOMAS, 1991; HAMILTON-FAIRFAX *et al.*, 1995; HANTEN *et al.*, 1999; SHECHTMAN *et al.*, 2003). Nos demais estudos grandes variações metodológicas foram encontradas, uma vez que a validade e a confiabilidade dessas medidas têm sido pouco relatadas. Medidas comuns estudadas tem sido a sustentação de cargas submáximas entre 20 e 80% da força máxima pelo maior tempo possível e também a índices de deterioração da produção de força entre os valores iniciais e finais ao longo de contrações consecutivas (WALLSTRÖM e NORDENSKIÖLD, 2001; JONES *et al.*, 2009; REUTER *et al.*, 2011).

Massy-Westropp (2004) encontrou que pessoa sinistra tem índices de fadiga mais semelhantes em contrações de 10s. Também encontrou que pessoas sinistras apresentavam maior resistência para ambas as mãos quando comparadas com pessoas destras. Comparando DO e ND, ao longo de três tentativas de isometria máxima, Luna-Heredia e colaboradores (2005) observaram redução mais marcante na força máxima no membro ND em comparação com o membro DO. Desrosiers e colaboradores (1997) mostraram que e em população idosa, há uma tendência de que o membro DO apresente melhor *endurance* em comparação com o ND, ao avaliar quantos segundos os idosos podiam manter 50% da força máxima de preensão palmar com estímulo e *feedback* verbal dos pesquisadores em dinamômetro hidráulico

Jamar[®]. Chatterjee e Chowdhuri, (1991) compararam o *endurance* de homens em diversas idades e demonstraram que a mão direita era mais resistente que a mão esquerda, pois foi solicitado sustentar pelo maior tempo possível carga de igual valor nominal para ambas as mãos. Dessa forma, a mão esquerda mais fraca, necessitaria manter tensão relativamente superior em comparação com a mão esquerda. De maneira semelhante ao presente estudo, a amostra era constituída em sua maioria por pessoas destras.

O estudo de Nicolay e Walker (2005) foi um dos trabalhos com maior semelhança ao presente estudo. Os autores avaliaram o *endurance* estático ao longo de 30 segundos entre o membro DO e o ND (utilizou jovens saudáveis e não-sedentários, embora nenhum relato quanto ao tipo de atividade realizada tenha sido fornecido). O cálculo do *endurance* levou em consideração a razão entre a força no último segundo e a força no primeiro segundo. Foi observado que o lado DO apresentou pior *endurance* quando comparado com o lado ND, resultado que vai parcialmente contra aos achados do presente estudo que não mostrou diferença no *endurance* entre os lados DO e ND ao avaliar a inclinação da curva de regressão linear ao longo de 30 s. Porém, no presente estudo, encontrou-se que, após teste exaustivo, o grupo TR-ND, apresentou redução apenas da média em 30 s, enquanto que o grupo TR-DO apresentou redução tanto da força máxima quanto da média em 30 s, resultado que pode sugerir que o lado ND torna-se menos resistente que o DO após exercícios extenuantes.

Nenhum estudo comparando o efeito do treinamento sobre o *endurance* de preensão palmar foi encontrado. Jakobsen e colaboradores (2010) avaliaram o *endurance* muscular de pessoas saudáveis e pacientes hospitalares através da manutenção de 70% da força máxima de preensão palmar pelo maior tempo possível, e relataram que pacientes possuíam menor resistência que pessoas saudáveis e que homens saudáveis eram menos resistentes que mulheres devido, provavelmente, à maior participação em atividades de alta intensidade como treinamento resistido, por exemplo. No presente estudo apenas o grupo NT-ND apresentou diferença significativa com relação ao grupo TR-ND, mostrando-se mais resistente que este. A não diferença entre os valores iniciais e finais de CIVM e de média em 30 segundos também pode demonstrar relativa melhor resistência de pessoas NT em comparação com TR.

Esperava-se que TR pudessem ter melhor resistência para força de preensão palmar que NT devido ao fato da musculatura responsável pela ação de preensão trabalhar basicamente em isometria para sustentação de pesos livres e barras durante protocolos de treinamento resistido para MMSS sem enfoque particular para musculatura do antebraço e mão, reforçando que apenas um participante do grupo TR relatou realizar exercícios para musculatura de antebraço ocasionalmente, musculatura que também tem importância para

realização da preensão palmar. Tal fato poderia ser explicado pelos mesmos fatores descritos acima em decorrência das alterações provenientes do treinamento resistido, como maior ativação muscular e/ou maior proporção de fibras glicolíticas na composição muscular.

Contudo, outros trabalhos não reportaram diferenças entre o *endurance* entre pessoas mais fortes e pessoas mais fracas, embora não estivessem relacionadas a um tipo de treinamento específico e alguns tenham utilizado pessoas hospitalizadas (NWUNGA, 1975; CHATERJEE e CHOUDHURI, 1991; ROBERTSON *et al.*, 1996; DESROSIERS *et al.*, 1997).

Diversos estudos não encontraram necessidade de realização de 3 repetições (conforme recomendado pela ASHT) ao invés de uma única repetição. Utilizar uma única repetição mostrou-se confiável além de limitar a influência do processo de fadiga entre as repetições e também o desconforto para os avaliados, otimizando o tempo de avaliação (LAGERSTROM e NORDGREN, 1998; MASSY-WESTROPP, 2004; COLDHAM *et al.*, 2006). Por isso, foi empregada apenas uma tentativa no experimento realizado, após familiarização prévia.

Algumas limitações do estudo se encontram na pequena amostra e conseqüente menor poder estatístico para suportar um achado. Porém os testes foram usados segundo critérios de elegibilidade após verificação de distribuição não normal da amostra para a grande maioria das variáveis. Outra limitação do estudo se deve ao fato de os participantes serem convidados para participar do estudo, não tendo os pesquisadores controle sobre as variáveis de treinamento de cada indivíduo. Dados acerca dessas variáveis foram coletados através de entrevista e algumas delas, com características subjetivas como a velocidade do movimento e a carga percebida. Embora executados sobre a supervisão de profissional qualificado, a realização dos testes com movimentos padronizados em equipamentos capazes de restringir o movimento e limitar compensações poderiam ser empregados para isolar ainda mais a atividade muscular desejada. Por fim, uma limitação técnica acerca dos equipamentos e *softwares* utilizados pode ser destacada. Nos últimos anos diversas maneiras de processamentos de dados obtidos através da eletromiografia e da dinamometria têm surgido no intuito de tornar mais sensível a identificação de processos fisiológicos e suas correlações. Por isso, buscou-se descrever de forma clara e bem delimitada todos os procedimentos empregados. Contudo, a realização de novos estudos comparando o comportamento das variáveis estudadas frente a protocolos específicos de treinamento voltados ao ganho de força, potência ou resistência muscular e destreza motora são necessários.

6 CONCLUSÃO

Apesar de poucas diferenças significativas entre os grupos, pessoas treinadas e não treinadas parecem responder de maneiras diferentes ao processo de fadiga em testes de 10 repetições máximas, embora a dominância tenha sido fator pouco relevante nessas diferenças. Através dos resultados encontrados podemos inferir que a utilização da eletromiografia e/ou da dinamometria de preensão palmar eletrônica associada aos testes de 10 RM em membros superiores podem identificar diferenças em decorrência do treinamento resistido em grupos distintos, bem como entre hemicorpos.

Isso pode ser de particular importância para a avaliação e a evolução de programas de reabilitação, e também possivelmente de programas de treinamento de atletas. Através da associação de tecnologias como a dinamometria e a eletromiografia, pode-se repensar a utilização de testes de repetições máximas na determinação das cargas de treinamento durante o processo de reabilitação, em especial para indivíduos treinados de acordo com os objetivos do programa de reabilitação.

REFERÊNCIAS

- ABAD, C.C.C. et al. Efeito do exercício aeróbico e resistido no controle autonômico e nas variáveis hemodinâmicas de jovens saudáveis. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte** (Impr.), São Paulo, v. 24, n. 4, Dec. 2010.
- ACHE DIAS, J. et al. Força de preensão palmar: métodos de avaliação e fatores que influenciam a medida. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, Florianópolis, v. 12, n. 3, p. 209-216, 2010.
- ADEDOYIN, R. A. et al. Reference Values for Handgrip Strength Among Healthy Adults in Nigeria. **Hong Kong Physiotherapy Journal**, Hong Kong, v. 27, n. 1, p. 21-29, 2009.
- AHTIAINEN JP; HÄKKINEN K. Strength athletes are capable to produce greater muscle activation and neural fatigue during high-intensity resistance exercise than nonathletes. **The Journal of Strength and Conditioning Research**, Lincoln, v. 23, n. 4, p. 1129-34, 2009.
- ALLEN, D. G.; LAMB, G. D.; WESTERBLAD, H. Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms, **Physiological Reviews**, Bethesda, v. 88, n. 1, p. 287–332, 2008.
- ALLEN, D. G.; TRAJANOVSKA, S. The multiple roles of phosphate in muscle fatigue. **Frontiers in Physiology**, [S.L.], v. 3, p. 463, 2012.
- AMADIO, A. C.; SERRAO, J. C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v. 21, p. 61-85, 2007.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. Progression models in resistance training for healthy adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v. 41, n. 3, p. 687-708, 2009.
- AMOSUN, S. L.; MOYO, A.; MATARA, C. Trends in hand grip strength in some adult male Zimbabweans. **British Journal of Occupational Therapy**, London, v. 58, p. 345–8, 1995.
- AZEVEDO, F. M. **Avaliação do sinal eletromiográfico como parâmetro para a determinação do limiar de fadiga muscular**. 2007. 125 f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.
- BARBELA, A. M. F.; DUARTE, M. **Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana**. 2006. 22 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.
- BASMANJAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles Alive: Their functions revealed by electromyography**. 5. ed. Baltimore: Williams e Wilkins, 1985.
- BECHTOL, C. O. Grip test: the use of a dynamometer with adjustable handle spacings. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v. 36, p. 820–824, 1954.

BEHM, D. G. et al. Intermuscle differences in activation. **Muscle Nerve**, Boston, v. 25, n. 2, p. 236–243, 2002.

BENSON, C.; DOCHERTY, D.; BRANDENBURG, J. Acute neuromuscular responses to resistance training performed at different loads. **Journal of Science and Medicine in Sport**, Belconnen, v. 9, n. 1-2, p. 135-142, 2006.

BIGLAND-RITCHIE, B. Muscle fatigue and the influence of changing neural drive. **Clinics in Chest Medicine**, Philadelphia, v. 5, n. 1, p. 21–34, 1984.

BIGLAND-RITCHIE, B.; CAFARELLI, E.; VØLLESTAD, N. K. Fatigue of submaximal static contractions. **Acta Physiologica Scandinavica - Supplement**, Stockholm, v. 556, p. 137–148, 1986.

BILLAUT, F. et al. Effect of high-intensity intermittent cycling sprints on neuromuscular activity. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 27, n. 1, p. 25–30, 2006.

SURFACE ELECTROMYOGRAPHY FOR THE NON-INVASIVE ASSESSMENT OF MUSCLES. Recommendations for sensor locations on individual muscles. Coordenado e gerenciado por Dr. Hermens e Freriks. Enschede. Disponível em: < <http://seniam.org/>>. Acesso em: 03 jun. 2012.

BIOMETRICS LTD. Newport. Disponível em:<<http://www.biometricsltd.com/images/g200eval-large.jpg>>. Acesso em: 02 mar. 2013.

BISHOP, D.; GIRARD, O.; MENDEZ-VILLANUEVA, A. Repeated-sprint ability – part II: recommendations for training. **Sports Medicine**, Auckland, v. 41, n. 9, p. 741–756, 2011.

BLOOMFIELD, S. A. Changes in musculoskeletal structure and function with prolonged bed rest. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v. 29, n. 2, p. 197–206, 1997.

BOGDANIS, G. C. Effects of physical activity and inactivity on muscle fatigue. **Frontiers in Physiology**, [S.l.], v. 3, p. 142, 2012.

BOHANNON, R. W. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v. 78, n. 1, p. 26 –32, 1997.

BOHANNON, R. W. et al. Reference values for adult grip strength measured with a Jamar dynamometer: a descriptive meta-analysis. **Physiotherapy**, London, v. 92, n. 1, p. 11-15, 2006.

BROWN, L. E.; WEIR, J. P. ASEP procedures recommendation I: accurate assessment of muscular strength and power. **Journal of Exercise Physiology**, Duluth, v. 4, n. 5, p. 1-21, 2001.

BURDEN, A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 20, n. 6, p. 1023–1035, 2010.

CAIXETA, A. P. L. **A influência do posicionamento do cotovelo na avaliação da força de preensão palmar**. 2008. 70 f. Dissertação (Mestrado em ciências da saúde), Universidade de Brasília, Brasília, 2008.

CALLEWAERT, M. et al. Quadriceps Muscle Fatigue in Trained and Untrained Boys. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 34, n. 1, p. 14-20, 2013.

CATELLI, D. S. **Estudos de contrações isométricas do quadríceps em portadores de síndrome dolorosa femoropatelar – SDFP**. 2010. 100 f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Bioengenharia, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

CHATTERJEE, S.; CHOWDHURI, B. J. Comparison of grip strength and isometric endurance between the right and left hands of men and their relationship with age and other physical parameters. **Journal of Human Ergology**, Tokyo, v. 20, n. 1, p. 41-50, Jun. 1991.

CHAVES, C. P. G. et al. Déficit bilateral nos movimentos de flexão e extensão de perna e flexão de cotovelo. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 10, n. 6, p. 505-508, 2004.

COLDHAM, F.; LEWIS, J.; LEE, H. The Reliability of One vs. Three Grip Trials in Symptomatic and Asymptomatic Subjects. **Journal of Hand Therapy**, Philadelphia, v. 19, n. 3, p. 318-327, Jul–Set. 2006.

CROSBY, C. A.; WEHBE, M. A.; MAWR, B. Hand strength: normative values. **The Journal of Hand Surgery**, St. Louis, v. 9, n. 4, p. 665-670, 1994.

DESROSIERS, J.; BRAVO, G.; HÉBERT, R. Isometric grip endurance of healthy elderly men and women, **Archives of Gerontology and Geriatrics**, Amsterdam, v. 24, n. 1, p. 75-85, Jan–Fev. 1997.

DISSELHORST-KLUG, C.; SCHMITZ-RODE, T.; RAU, G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. **Clinical Biomechanics**, Huddersfield, v. 24, n. 3, p. 225-235, 2009.

EDWARDS, R. H. T. Human muscle function and fatigue. In: PORTER, R.; WHELAN, J. **Human Muscle Fatigue: Physiological Mechanisms**. London: Pitman Medical, 1981. p. 1–18.

ENOKA, R. M.; STUART, D.G. Neurobiology of muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v. 72, n. 5, p. 1631-1648, 1992.

EVANS, N. **Anatomia da musculação**. Barueri, SP: Manole, 2007.

FERNANDES, L. F. R. M. et al. Correlações entre força de preensão manual e variáveis antropométricas da mão de jovens adultos. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v. 18, n. 2, p. 151-156, 2011.

FERNANDES, A. A.; MARINS, J. C. B. Teste de força de preensão manual: análise metodológica e dados normativos em atletas. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v. 24, n. 3, p. 567-578, 2011.

FERREIRA, A. C. C. et al. Força de preensão palmar e pinças em indivíduos sadios entre 6 e 19 anos. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 19, n. 2, p. 92-97, 2011.

FITTS, R. H. Cellular mechanisms of muscle fatigue. **Physiological Reviews**, Bethesda, v. 74, n. 1, p. 49-94, 1994.

FITTS, R. H. New insights on sarcoplasmic reticulum calcium regulation in muscle fatigue. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v. 111, n. 2, p. 345-346, 2011.

FITTS, R. H. Cellular, molecular, and metabolic basis of muscle fatigue. In: _____. **Comprehensive Physiology**, 2011. p. 1151-1183.

GABRIEL, D.A.; KAMEN, G.; FROST, G. Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. **Sports Medicine**, Auckland, v. 36, n. 2, p. 133-149, 2006.

GARCIA, M. A. C.; MAGALHAES, J.; IMBIRIBA, L. A. Temporal behavior of motor units action potential velocity under muscle fatigue conditions. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, Niterói, v. 10, n. 4, 2004.

GONZÁLEZ-IZAL, M. et al. Electromyographic models to assess muscle fatigue. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 22, n. 4, p. 501-12, 2012.

GREEN, H. Metabolic determinants of activity induced muscular fatigue. In: Hargreaves, M. **Exercise Metabolism**, Champaign, IL: Human Kinetics, 221-256, 1995.

GUEDES, D. P.; GUEDES, J. E. R. P. Proposição de equações para predição da quantidade de gordura corporal em adultos jovens. **Semina – Revista Cultural e Científica da Universidade Estadual de Londrina**, Londrina, v. 12, n. 2, p. 61-70, 1991.

GUEDES, D. P.; GUEDES, J. E. R. P. **Manual prático para avaliação em educação física**. Barueri, SP: Manole, 2006.

GUFFEY, D.R.; GERVASI, B.J.; MAES, A.A.; MALEK, M.H. Estimating electromyographic and heart rate fatigue thresholds from a single treadmill test. **Muscle Nerve**, Boston, v. 46, n. 4, p. 577-581, 2012.

GÜNTHER, C. M. et al. Grip strength in healthy Caucasian adults: reference values. **The Journal of Hand Surgery**, St Louis, v. 33, n. 4, p. 558-565, 2008.

HÄKKINEN, K.; AHTIAINEN, J. P. Strength athletes are capable to produce greater muscle activation and neural fatigue during high-intensity resistance exercise than nonathletes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Lincoln, v. 23, n. 4, p. 1129-1134, 2009.

HAMILTON-FAIRFAX, A.; BALNAVE, R.; ADAMS, R. Review of sincerity of effort testing. **Safety Science**, Amsterdam, v. 25, n. 1-3, p. 237-245, Fev-Abr. 1995.

HANTEN, W. P. et al. Maximum grip strength in normal subjects from 20 to 64 years of age. **Journal of Hand Therapy**, Philadelphia, v. 12, n. 3, p. 193-200, 1999.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 10, n. 5, p. 361-374, 2000.

HEYWARD, V. ASEP Methods Recommendation: body composition assessment. **Journal of Exercise Physiology**, Duluth, v. 4, n. 4, p. 1-12, 2001.

HUBERT, M. **Determinação do procedimento para coleta de dados biomecânicos da saída no nado crawl**. 2005. 86 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, 2005.

HURLEY, B. F.; HANSON, E. D.; SHEAFF, A. K. Strength training as a countermeasure to aging muscle and chronic disease. **Sports Medicine**, Auckland, v. 41, n. 4, p. 289–306, Abr. 2011.

INTERNATIONAL SOCIETY OF ELECTROPHYSIOLOGY AND KINESIOLOGY. Standards for Reporting EMG data. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 9, n. 1, p. III-IV, 1999.

IZQUIERDO, M. et al. Effects of strength training on muscle fatigue mapping from surface EMG and blood metabolites. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v. 43, n. 2, p. 303-311, 2011.

JAKOBSEN, L. H.; RASK, I. K.; KONDRUP, J. Validation of handgrip strength and endurance as a measure of physical function and quality of life in healthy subjects and patients. **Nutrition**, Burbank, v. 26, n.5, p. 542–550, 2010.

JONES, D. W.; ROBERTSON, L.D.; FIGONI, S. F. A strength-endurance index for power grip. **Journal of Occupational Rehabilitation**, New York, v. 19, n. 1, p. 56-63, Mar. 2009.

JULIENNE, R.; GAUTHIER, A.; DAVENNE, D. Fatigue-resistance of the internal rotator muscles in the tennis player's shoulder: isokinetic and electromyographic analysis. **Physical Therapy in Sport**, Edinburgh, v. 13, n. 1, p. 22-6, 2012.

KLAPANIS, P.A. et al. Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 19, n. 1, p. 157-171, 2009.

KUPA, E. J. et al. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v. 79, n. 1, p. 23–32, 1995.

LAGERSTRÖM, C.; NORDGREN, B. On the reliability and usefulness of methods for grip strength measurement. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, Stockholm, v. 30, n. 3, p. 113–119, Set. 1998.

LUNA-HEREDIA, E.; MARTÍN-PEÑA, G.; RUIZ-GALIANA, J. Handgrip dynamometry in healthy adults. **Clinical Nutrition**, Edinburgh, v. 24, n. 2, p. 250–258, 2005.

MACHADO, J. et al. Vias de sinalização intracelular na atrofia muscular e no treinamento resistido. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v. 22, n. 3, p. 383-393, 2009.

MALEK, M. H.; COBURN, J. W. The utility of electromyography and mechanomyography for assessing neuromuscular function: a noninvasive approach. **Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America**, Philadelphia, v. 23, n.1, p. 23-32, 2012.

MASSY-WESTROPP, N. et al. Measuring grip strength in normal adults: reference ranges and a comparison of electronic and hydraulic instruments. **Journal of Hand Surgery**, St. Louis, v. 29, n. 3, p. 514-519, 2004.

MASUDA, K. et al. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 9, n. 1, p. 39-46, 1999.

MATHIOWETZ, V. Effects of three trials on grip and pinch strength measurements. **Journal of Hand Therapy**, Philadelphia, v. 3, n. 4, p. 195-198, 1990.

MCARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. **Exercise physiology: Nutrition, energy, and human performance**. Lippincott Williams & Wilkins, 2009.

MCARDLE, W. D.; KATCH, F. I.; KATCH, V. L. **Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano**. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011.

MENDEZ-VILLANUEVA, A.; HAMER, P.; BISHOP, D. Fatigue in repeated-sprint exercise is related to muscle power factors and reduced neuromuscular activity. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 103, n. , p. 411-419, 2008.

MERLETTI, R.; RAINOLDI, A.; FARINA, D. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. **Exercise and Sport Sciences Review**, New York, v. 29, n. 1, p. 20-25, 2001.

MIOTEC EQUIPAMENTOS BIOMÉDICOS. Produtos. Porto Alegre-RS. Disponível em:<<http://www.miotec.com.br/biomecnica/produtos.html>>. Acesso em: 02 mar. 2013.

MONTAZER, M. A.; THOMAS, J. G. Grip strength as a function of repetitive trials. **Perceptual and Motor Skills**, Missoula, v. 73, n. 3, p. 804-806, 1991.

MONTEIRO, W. D.; SIMÃO, R. Existe déficit bilateral na realização de 10RM em exercícios de braços e pernas? **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 12, n. 3, p. 115-118, 2006.

MOREIRA, D.; GODOY, J. R. P.; SILVA JUNIOR, W. Estudo sobre a realização da pressão palmar com a utilização do dinamômetro: considerações anatômicas e cinesiológicas. **Fisioterapia Brasil**, Rio de Janeiro, v. 2, n. 5, p. 295-300, 2001.

NG, L. J.; SIH, B. L.; STUHMILLER, J. H. An integrated exercise response and muscle fatigue model for performance decrement estimates of workloads in oxygen-limiting environments. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 112, n. 4, p. 1229-1249, 2012.

NICOLAY, C. W.; WALKER, A. L. Grip strength and endurance: Influences of anthropometric variation, hand dominance, and gender. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 35, n. 7, p. 605-618, 2005.

NORDLUND, M. M.; THORSTENSSON, A.; CRESSWELL, A. G. Central and peripheral contributions to fatigue in relation to level of activation during repeated maximal voluntary isometric plantar flexions. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v. 96, n. 1, p. 218–225, 2004.

NWUGA, V.C. Grip strength and grip endurance in physical therapy students. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 56, p.77-83, 1975.

OLIVEIRA, A. S. C.; GONÇALVES, M. EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: Effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 19, n. 2, p. 295-303, 2009.

OLIVEIRA, F. B. **Força de preensão palmar em idosos institucionalizados do município de Goiânia, Goiás, Brasil**: características gerais e relação com índice de massa corporal. 2009. Dissertação (Mestrado em ciências da saúde). Universidade de Brasília, Brasília, 2009.

PATTEN, C.; KAMEN, G. Adaptations in motor unit discharge activity with force control training in young and older human adults. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 83, n. 2-3, p. 128-143, 2000.

PETERSEN, P. et al. Grip strength and hand dominance: challenging the 10% rule. **American Journal of Occupational Therapy**, Rockville, v. 43, n. 7, p. 444–447, 1989.

RACINAIS, S. et al. Muscle deoxygenation and neural drive to the muscle during repeated sprint cycling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Madison, v. 39, n. 2, p. 268–274, 2007.

REDDON, J. R. et al. Hand dynamometer: effects of trials and sessions. **Perceptual and Motor Skills**, Missoula, v. 61, n. 3f, p. 1195–1198, 1985.

REUTER, S. E.; MASSY-WESTROPP, N.; EVANS, A. M. Reliability and validity of indices of hand-grip strength and endurance. **Australian Occupational Therapy Journal**, Melbourne, v. 58, n. 2, p. 82–87, 2011.

ROBERTS, H. C. et al. A review of the measurement of grip strength in clinical and epidemiological studies: towards a standardized approach. **Age and Ageing**, London, v. 40, n. 4, p. 423–429, 2011.

ROBERTSON, L. D. et al. Muscular fatigue patterning in power grip assessment. **Journal of Occupational Rehabilitation**, v. 6, n. 1, p. 71-85, 1996.

RIMMER, J. H.; SCHILLER, W.; CHEN, M. D. Effects of disability-associated low energy expenditure deconditioning syndrome. **Exercise and Sport Sciences Review**, New York, v. 40, n. 1, p. 22–29, 2012.

SANTOS, M. G.; DEZAN, V. H.; SARRAF, T. A. Bases metabólicas da fadiga muscular aguda. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, Brasília, v. 11, n. 1, p. 07-12, 2003.

SANTOS, M. C. A. et al. Análise da Fadiga Muscular Localizada em Atletas e Sedentários Através de Parâmetros de Frequência do Sinal Eletromiográfico. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 14, n. 6, p. 509-512, 2008.

SCHMIDT, R. T.; TOEWS, J. V. Grip strength as measured by the Jamar dynamometer. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v. 51, n. 6, p. 321-327, 1970.

SHECHTMAN, O. et al. Reliability and Validity of the BTE-Primus Grip Tool. **Journal of Hand Therapy**, Philadelphia, v. 16, p. 36-42, 2003.

SIMÃO, R.; MONTEIRO, W. D.; ARAÚJO, C. G. S. Potência muscular máxima na flexão do cotovelo uni e bilateral. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 7, n. 5, p. 157-62, 2001.

SPIERING, B. A. et al. Resistance Exercise Biology: manipulation of resistance Exercise Programme Variables Determines the Responses of Cellular and Molecular Signalling Pathways. **Sports Medicine**, Auckland, v. 38, n. 7, p. 527-540, 2008.

SUNDSTRUP, E. et al. Muscle activation strategies during strength training with heavy loading vs. Repetitions to failure. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, Lincoln, v. 26, n. 7, p. 1897-1903, 2012.

SURFACE ELECTROMYOGRAPHY FOR THE NON-INVASIVE ASSESSMENT OF MUSCLES. Recommendations for sensor locations on individual muscles. Coordenado e gerenciado por Dr. Hermens e Freriks. Enschede. Disponível em: < <http://seniam.org/>>. Acesso em: 03 jun. 2012.

TENAN, M. S. et al. The relationship between blood potassium, blood lactate, and electromyography signals related to fatigue in a progressive cycling exercise test. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 21, n. 1, p. 25-32, 2011.

TROSSMAN, P. B.; LI, P. W. The effect of the duration of intertrial rest periods on isometric grip strength performance in young adults. **Occupational Therapy Journal of Research**, Thorofare, v. 9, n. 6, p. 362-378, 1989.

UZUN, S. et al. Evaluation of muscle fatigue of wheelchair basketball players with spinal cord injury using recurrence quantification analysis of surface EMG. **European Journal of Applied Physiology**, Berlin, v. 112, n. 11, p. 3847-3857, 2012.

VELOSO, J. et al. Efeitos do intervalo de recuperação entre as séries sobre a pressão arterial após exercícios resistidos. **Arquivo Brasileiro de Cardiologia**, São Paulo, v. 94, n. 4, Abr. 2010.

WALKER, S. et al. Neuromuscular fatigue during dynamic maximal strength and hypertrophic resistance loadings. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, New York, v. 22, n. 3, p. 356-62, 2012.

WALLSTRÖM, Å; NORDENSKIÖLD, U. Assessing hand grip endurance with repetitive maximal isometric contractions. **Journal of Hand Therapy**, Philadelphia, v. 14, n. 4, p. 279-285, 2001.

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto:

ANÁLISE DAS VARIÁVEIS CINÉTICAS E CINEMÁTICAS EM TESTES DE REPETIÇÕES MÁXIMAS PARA DETERMINAÇÃO DE FORÇA E RESISTÊNCIA MUSCULAR

TERMO DE ESCLARECIMENTO

Você está sendo convidado (a) a participar do estudo acima mencionado. Os avanços na área da saúde ocorrem através de estudos como este, por isso a sua participação é importante. O objetivo deste estudo é avaliar a interferência do processo de fadiga muscular sobre o movimento humano durante testes utilizados para determinação da força e da resistência muscular. Caso você participe, será necessário realizar uma avaliação física completa incluindo avaliação postural, aferição da pressão arterial e da frequência cardíaca, realização de perguntas sobre o histórico familiar e pessoal de doenças e práticas esportivas, coleta de gotas de sangue da orelha e realização de exercícios físicos extenuantes. Você poderá ter algum desconforto quando receber uma picada para colher o sangue de sua orelha, ou sentir-se extremamente cansado após a realização dos exercícios. A experiência e o conhecimento dos pesquisadores estarão à disposição para minimizar a ocorrência de desconfortos. Mesmo assim, os testes podem ser interrompidos caso você sinta algum desconforto incompatível com o exercício realizado ou o pesquisador ache necessário. Uma pequena depilação local pode ser necessária para a realização de alguns testes, a qual será feita com lâmina descartável.

Você poderá obter todas as informações que quiser e poderá não participar da pesquisa ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem prejuízo no seu atendimento. Pela sua participação no estudo, você não receberá qualquer valor em dinheiro, mas terá a garantia de que todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa não serão de sua responsabilidade. Seu nome não aparecerá em qualquer momento do estudo, pois você será identificado com um número.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE, APÓS ESCLARECIMENTO

Título do Projeto:

ANÁLISE DAS VARIÁVEIS CINÉTICAS E CINEMÁTICAS EM TESTES DE REPETIÇÕES MÁXIMAS PARA DETERMINAÇÃO DE FORÇA E RESISTÊNCIA MUSCULAR

Eu, _____, li e/ou ouvi o esclarecimento acima e compreendi para que serve o estudo e qual procedimento a que serei submetido. A explicação que recebi esclarece os riscos e benefícios do estudo. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação a qualquer momento, sem justificar minha decisão e que isso não afetará meu tratamento. Sei que meu nome não será divulgado, que não terei despesas e não receberei dinheiro por participar do estudo. Eu concordo em participar do estudo.

Uberaba,/...../.....

Assinatura do voluntário ou seu responsável legal

Documento de Identidade

Assinatura do pesquisador responsável

Assinatura do pesquisador orientador

Telefone de contato dos pesquisadores (PREENCHIMENTO OBRIGATÓRIO):

Dernival Bertoncello (34)3333-3333 / Luciane Fernandes (34)3333-3333 / Fernando Lima

(34)9925-9737

Em caso de dúvida em relação a esse documento, você pode entrar em contato com o Comitê Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, pelo telefone 3318-5854.

APÊNDICE B – QUESTIONÁRIO E FICHA DE AVALIAÇÃO FÍSICA

Data da Avaliação: __/__/__ Hora da avaliação: _____ Avaliador: _____

1. Dados Pessoais

Nome:	Nascimento: __/__/__	Sexo: ()M ()F
Contato:	Dominância:	Ocupação:

2. Sinais Vitais e Medidas Antropométricas:

FC (bpm):	FR (irpm):	PA (mmHg):
Massa (kg):	% de gordura:	Razão cintura-quadril:
Altura (m):	% de massa muscular:	

Dobras cutâneas (mm)	1a	2a	3a	media
Tricipital				
Axilar				
Peitoral				
Subescapular				
Abdominal				
Supra-iliaca				
Coxa				
Panturrilha				

Circunferências (cm)	1a	2a	3a	media
Axilar relaxado				
Axilar contraído				
Peitoral relaxado				
Peitoral contraído				
Bíceps relaxado (D/E)	/	/	/	/
Bíceps contraído (D/E)	/	/	/	/
Cintura				
Quadril				
Coxa proximal (D/E)	/	/	/	/
Coxa distal (D/E)	/	/	/	/
Panturrilha	/	/	/	/

Flexibilidade / Teste retração	Direito	Esquerdo
Grande dorsal	°	°
Peitoral maior (ff. Superiores)	°	°
Peitoral maior (ff. inferiores)	°	°
Bíceps braquial	°	°
Rotadores internos	°	°
Rotadores externos	°	°
Cadeia posterior	°	°

3. Força e resistência

10RM DO:	pico de força (kgf):	tempo ate o pico (s):
ultimos 60% (kgf):	Media/pico (%):	resistencia (kgf/s):
10RM ND:	pico de força (kgf)	tempo ate o pico (s):
ultimos 60% (kgf):	Media/pico (%):	resistencia (kgf/s):

4. Antecedentes Pessoais e Familiares:

Doenças ou patologias e lesões atuais em decorrência de treinamento físico:

Doenças ou patologias e lesões progressas em decorrência de treinamento físico:

Histórico familiar (especificar grau de parentesco):

Medicamentos de uso contínuo ou esporádicos utilizados nos últimos 6 meses:

5. Perfil Alimentar:

Possui uma alimentação balanceada? Sim Não
 Faz acompanhamento alimentar com profissional habilitado? Sim Não
 Faz uso de suplementos alimentares? Sim Não
 Considera sua massa corporal total (peso total) adequado para o seu biotipo? Sim Não
 Existe restrição de algum dos alimentos na sua alimentação diária (grãos, cereais, carnes, leite e derivados, verduras, legumes, frutas, doces)? Especificar, em caso afirmativo. Sim Não

6. Prática Esportiva e Treinamento:

Pratica algum esporte ou atividade física regular atualmente? Especificar em caso afirmativo, incluindo frequência. Sim Não

Praticou algum esporte ou atividade física regular anteriormente? Especificar em caso afirmativo, incluir frequência e duração. Sim Não

Já praticou treinamento resistido anteriormente? Especificar há quanto tempo, em caso afirmativo. Sim Não

Pratica treinamento resistido atualmente? Especificar há quanto tempo, em caso afirmativo. Sim Não

Qual o enfoque principal do treinamento realizado para Membros Superiores/Membros Inferiores/Tronco, respectivamente?

// Aumento de Força Muscular // Hipertrofia Muscular
// Aumento de Potência Muscular // Emagrecimento
// Aumento de Resistência Muscular

Especifique, aproximadamente, a quantidade de exercícios realizados para:

	Membros Superiores	Membros Inferiores	Tronco
Músculos enfatizados			
Quantidade de exercícios distintos por sessão			
Quantidade de Repetições			
Quantidade de Séries			
Velocidade de execução			
Frequência semanal			
Carga utilizada*			

* Referenciar, segundo sua percepção, em: Leve; Moderada ou; Máxima. Entende-se por Máxima, a quantidade máxima de carga suportada para realização de uma determinada quantidade de repetições previamente definida.

7. Outras Informações Relevantes:

APÊNDICE C – TESTES ESTATÍSTICOS

Eletromiografia de Superfície

Teste de Kruskal-Wallis ANOVA por postos		
Variável	H	p
%CIVM inicial	0	1
%CIVM 1ª repetição	0,4128852	0,9376
%CIVM 2ª repetição	0,6964986	0,874
%CIVM 3ª repetição	0,9173669	0,8212
%CIVM 4ª repetição	1,428151	0,6989
%CIVM 5ª repetição	0,7805322	0,8541
%CIVM 6ª repetição	1,70056	0,6368
%CIVM 7ª repetição	3,541317	0,3154
%CIVM 8ª repetição	2,655182	0,4479
%CIVM 9ª repetição	2,745938	0,4325
%CIVM 10ª repetição	2,879132	0,4106
%CIVM final	3,798799	0,284

Teste U de Mann-Whitney								
Variável	NT-DO x NT-ND		NT-DO x TR-DO		NT-ND x TR-ND		TR-DO x TR-ND	
	U	p	U	p	U	p	U	p
%CIVM inicial	0,00000	1,000000	0,000000	1,000000	0,000000	1,000000	0,000000	1,000000
%CIVM 1ª repetição	0,31506	0,752714	0,288675	0,772830	0,481125	0,630428	0,220755	0,825283
%CIVM 2ª repetição	0,21004	0,833635	0,481125	0,630428	0,577350	0,563703	0,132453	0,894626
%CIVM 3ª repetição	0,52511	0,599511	0,577350	0,563703	0,673575	0,500582	-0,132453	0,894626
%CIVM 4ª repetição	0,31506	0,752714	0,769800	0,441419	0,962250	0,335925	0,220755	0,825283

%CIVM 5ª repetição	0,31506	0,752714	0,769800	0,441419	0,192450	0,847390	-0,044151	0,964784
%CIVM 6ª repetição	0,31506	0,752714	0,866025	0,386477	0,866025	0,386477	0,397360	0,691103
%CIVM 7ª repetição	0,21004	0,833635	1,250926	0,210963	1,539601	0,123659	0,485662	0,627207
%CIVM 8ª repetição	0,10502	0,916359	0,866025	0,386477	1,058475	0,289840	0,397360	0,691103
%CIVM 9ª repetição	0,21004	0,833635	0,866025	0,386477	1,250926	0,210963	-0,044151	0,964784
%CIVM 10ª repetição	0,00000	1,000000	1,154701	0,248214	1,154701	0,248214	0,220755	0,825283
%CIVM final	-1,10378	0,269691	0,573964	0,565993	1,810194	0,070267	0,750568	0,452913

Friedman ANOVA		
Variável	X ²	p
NT-DO x NT-ND	68,13074	0
NT-DO x TR-DO	59,84615	0
NT-ND x TR-ND	50,77778	0
TR-DO x TR-ND	63,97436	0

Teste pareado de Wilcoxon								
Variável	NT-DO		NT-ND		TR-DO		TR-ND	
	Z	p	Z	p	Z	p	Z	p
%CIVM inicial x %CIVM final	0,533114	0,593955	1,717812	0,085832	0,296174	0,767097	0,296174	0,767097
%CIVM 1ª repetição x %CIVM 2ª repetição	2,520504	0,011719	1,680336	0,092893	1,125463	0,260394	1,362402	0,173072
%CIVM 1ª repetição x %CIVM 3ª repetição	2,520504	0,011719	2,380476	0,017291	2,310161	0,020880	2,665570	0,007686
%CIVM 1ª repetição x %CIVM 4ª repetição	2,520504	0,011719	2,520504	0,011719	2,547100	0,010863	2,665570	0,007686
%CIVM 1ª repetição x %CIVM 5ª repetição	2,520504	0,011719	2,520504	0,011719	2,665570	0,007686	2,665570	0,007686
%CIVM 1ª repetição x %CIVM 6ª repetição	2,520504	0,011719	2,520504	0,011719	2,665570	0,007686	2,665570	0,007686
%CIVM 1ª repetição x %CIVM 7ª repetição	2,520504	0,011719	2,520504	0,011719	2,665570	0,007686	2,665570	0,007686
%CIVM 1ª repetição x %CIVM 8ª repetição	2,520504	0,011719	2,520504	0,011719	2,665570	0,007686	2,547100	0,010863
%CIVM 1ª repetição x %CIVM 9ª repetição	2,520504	0,011719	2,520504	0,011719	2,547100	0,010863	2,665570	0,007686

%CIVM 1ª repetição x %CIVM 10ª repetição	2,520504	0,011719	2,520504	0,011719	2,665570	0,007686	2,665570	0,007686
%CIVM 2ª repetição x %CIVM 3ª repetição	2,520504	0,011719	2,100420	0,035693	2,428630	0,015157	1,717812	0,085832
%CIVM 3ª repetição x %CIVM 4ª repetição	2,100420	0,035693	1,680336	0,092893	1,243933	0,213525	0,888523	0,374260
%CIVM 4ª repetição x %CIVM 5ª repetição	1,540308	0,123486	1,120224	0,262619	1,599342	0,109746	2,665570	0,007686
%CIVM 5ª repetição x %CIVM 6ª repetição	1,960392	0,049951	1,820364	0,068704	0,651584	0,514670	0,177705	0,858955
%CIVM 6ª repetição x %CIVM 7ª repetição	0,560112	0,575403	1,400280	0,161430	0,533114	0,593955	0,770054	0,441269
%CIVM 7ª repetição x %CIVM 8ª repetição	0,420084	0,674424	0,420084	0,674424	0,533114	0,593955	0,414644	0,678403
%CIVM 8ª repetição x %CIVM 9ª repetição	0,700140	0,483840	0,560112	0,575403	0,651584	0,514670	1,362402	0,173072
%CIVM 9ª repetição x %CIVM 10ª repetição	0,280056	0,779435	1,680336	0,092893	1,599342	0,109746	0,414644	0,678403

Teste de Kruskal-Wallis ANOVA por postos

Variável	H	p
FM inicial		2,07471
FM 1ª repetição		5,095896
FM 2ª repetição		2,932118
FM 3ª repetição		4,3478
FM 4ª repetição		4,225333
FM 5ª repetição		7,414272
FM 6ª repetição		4,421862
FM 7ª repetição		7,361904
FM 8ª repetição		1,997166
FM 9ª repetição		0,5633282
FM 10ª repetição		1,1804
FM final		0,4412879

Teste U de Mann-Whitney

NT-DO x NT-ND	NT-DO x TR-DO	NT-ND x TR-ND	TR-DO x TR-ND
---------------	---------------	---------------	---------------

Variável	U	p	U	p	U	p	U	p
FM inicial	-0,30986	0,756669	-1,37365	0,169550	-0,26559	0,790553	1,107210	0,268204
FM 1ª repetição	-1,00512	0,314841	-1,83617	0,066334	-0,87629	0,380874	0,356536	0,721440
FM 2ª repetição	-0,21160	0,832416	-1,30223	0,192837	-0,82297	0,410525	0,491271	0,623235
FM 3ª repetição	-0,68669	0,492280	-1,45774	0,144914	-1,06502	0,286867	-0,888077	0,374500
FM 4ª repetição	-1,27535	0,202188	-1,69435	0,090199	-0,62855	0,529643	-0,222718	0,823755
FM 5ª repetição	-0,42289	0,672374	-2,13004	0,033169	-1,74060	0,081754	0,401949	0,687722
FM 6ª repetição	0,05286	0,957842	-0,87355	0,382363	-1,88449	0,059500	-0,666057	0,505375
FM 7ª repetição	-0,79589	0,426095	-2,08942	0,036670	-1,83844	0,065998	-0,759638	0,447472
FM 8ª repetição	-0,84768	0,396616	-1,35717	0,174729	0,19510	0,845316	0,533403	0,593755
FM 9ª repetição	-0,05326	0,957525	-0,48201	0,629798	-0,48836	0,625295	-0,533403	0,593755
FM 10ª repetição	-0,10709	0,914719	-0,58237	0,560319	-1,07169	0,283860	0,000000	1,000000
FM final	0,17679	0,859676	-0,31002	0,756547	0,43461	0,663843	0,581643	0,560808

Friedman ANOVA

Variável	X ²	p
NT-DO x NT-ND	39,39249	0,00005
NT-DO x TR-DO	46,19509	0
NT-ND x TR-ND	56,10174	0
TR-DO x TR-ND	46,66741	0

Teste pareado de Wilcoxon

Variável	NT-DO		NT-ND		TR-DO		TR-ND	
	Z	p	Z	p	Z	p	Z	p
FM inicial x %CIVM final	1,960392	0,049951	0,770054	0,441269	2,250926	0,024391	1,050210	0,293622
FM 1ª repetição x FM 2ª repetição	1,352247	0,176297	0,338062	0,735317	0,414644	0,678403	0,000000	1,000000
FM 1ª repetição x FM 3ª repetição	0,210042	0,833635	0,000000	1,000000	1,400280	0,161430	0,177705	0,858955

FM 1ª repetição x FM 4ª repetição	0,280056	0,779435	0,422577	0,672604	1,480872	0,138642	0,533114	0,593955
FM 1ª repetição x FM 5ª repetição	0,700140	0,483840	1,782084	0,074736	1,183216	0,236724	1,362402	0,173072
FM 1ª repetição x FM 6ª repetição	0,980196	0,326990	1,859339	0,062980	2,100420	0,035693	1,260252	0,207579
FM 1ª repetição x FM 7ª repetição	2,520504	0,011719	2,366432	0,017961	2,100420	0,035693	2,132456	0,032970
FM 1ª repetição x FM 8ª repetição	2,366432	0,017961	2,100420	0,035693	2,520504	0,011719	2,665570	0,007686
FM 1ª repetição x FM 9ª repetição	2,100420	0,035693	2,520504	0,011719	2,547100	0,010863	2,366432	0,017961
FM 1ª repetição x FM 10ª repetição	1,820364	0,068704	2,366432	0,017961	2,520504	0,011719	2,665570	0,007686
FM 2ª repetição x FM 3ª repetição	1,048285	0,294508	0,420084	0,674424	1,820364	0,068704	0,338062	0,735317
FM 3ª repetição x FM 4ª repetição	1,677256	0,093493	0,560112	0,575403	0,338062	0,735317	0,760639	0,446873
FM 4ª repetição x FM 5ª repetição	0,943456	0,345448	1,680336	0,092893	0,280056	0,779435	1,470294	0,141483
FM 5ª repetição x FM 6ª repetição	0,169031	0,865772	0,507093	0,612090	2,428630	0,015157	0,118470	0,905696
FM 6ª repetição x FM 7ª repetição	1,572427	0,115853	0,770154	0,441209	0,314485	0,753153	1,352247	0,176297
FM 7ª repetição x FM 8ª repetição	0,676123	0,498963	0,674200	0,500185	1,690309	0,090970	0,700140	0,483840
FM 8ª repetição x FM 9ª repetição	0,910182	0,362727	1,014185	0,310495	0,700140	0,483840	0,253546	0,799846
FM 9ª repetição x FM 10ª repetição	0,104828	0,916512	0,419314	0,674987	0,350070	0,726286	0,676123	0,498963

Dinamometria de Preensão Palmar

Teste de Kruskal-Wallis ANOVA por postos		
Variável	H	p
CIVM inicial	20,55872	0,0001
Média em 30 s inicial	16,61075	0,0008
% pico inicial	0,98557	0,8047
<i>endurance</i> inicial	10,01912	0,0184
CIVM final	14,86638	0,0019
Média em 30 s final	13,24384	0,0041
% pico final	0,954434	0,8123

<i>endurance</i> final	5,387931	0,1455
------------------------	----------	--------

Teste U de Mann-Whitney								
Variável	NT-DO x NT-ND		NT-DO x TR-DO		NT-ND x TR-ND		TR-DO x TR-ND	
	U	p	U	p	U	p	U	p
CIVM inicial	0,88348	0,376979	-2,96602	0,003017	-3,33677	0,000848	1,664742	0,095965
Média em 30 s inicial	0,66227	0,507801	-2,80506	0,005031	-2,80506	0,005031	1,597191	0,110224
% pico inicial	0,13245	0,894626	-0,68803	0,491433	-0,58218	0,560445	0,319438	0,749394
<i>endurance</i> inicial	-1,10378	0,269691	1,53484	0,124823	2,38165	0,017236	0,063888	0,949060
CIVM final	0,31506	0,752714	-2,58199	0,009824	-2,58199	0,009824	1,601282	0,109316
Média em 30 s final	0,42008	0,674424	-2,45289	0,014172	-2,19469	0,028187	1,761410	0,078170
% pico final	0,42008	0,674424	-0,64550	0,518605	-0,25820	0,796254	0,640513	0,521840
<i>endurance</i> final	0,52511	0,599511	1,67829	0,093291	1,29099	0,196707	-0,960769	0,336669

Teste pareado de Wilcoxon								
Variável	NT-DO		NT-ND		TR-DO		TR-ND	
	Z	p	Z	p	Z	p	Z	p
CIVM inicial x final	1,540308	0,123486	0,280056	0,779435	2,201398	0,027709	1,572427	0,115853
Média em 30 s inicial x final	1,120224	0,262619	0,560112	0,575403	1,991741	0,046400	2,201398	0,027709
% pico inicial x final	0,700140	0,483840	0,700140	0,483840	0,733799	0,463072	0,733799	0,463072
<i>endurance</i> inicial x final	1,120224	0,262619	1,540308	0,123486	0,104828	0,916512	0,524142	0,600180

ANEXO A – TERMO DE APROVAÇÃO COMITÊ DE ÉTICA EM SERES HUMANOS**MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO****UNIVERSIDADE FEDERAL DO TRIÂNGULO MINEIRO – Uberaba (MG)****COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA – CEP**

Av. Frei Paulino, 30 (Centro Educacional e Administrativo da UFTM) – 2º andar – Bairro Nossa Senhora da Abadia

38025-180 - Uberaba-MG - TELEFAX: 34-3318-5854

E-mail: cep@pesqpg.uftm.edu.br**IDENTIFICAÇÃO****TÍTULO DO PROJETO: ANÁLISE DAS VARIÁVEIS CINÉTICAS EM TESTES DE REPETIÇÕES MÁXIMAS****PARA DETERMINAÇÃO DE FORÇA E RESISTÊNCIA MUSCULAR****PESQUISADOR (A) RESPONSÁVEL: DERNIVAL BERTONCELLO****INSTITUIÇÃO ONDE SE REALIZARÁ A PESQUISA: UFTM****DATA DE ENTRADA NO CEP/UFTM: 02/08/2011****PROTOCOLO CEP/UFTM: 2062****PARECER**

De acordo com as disposições da Resolução CNS 196/96, o Comitê de Ética em Pesquisa da UFTM considera o protocolo de pesquisa **aprovado**, na forma (redação e metodologia) como foi apresentado ao Comitê.

Conforme a Resolução 196/96, o pesquisador responsável pelo protocolo deverá manter sob sua guarda, pelo prazo de no mínimo cinco anos, toda a documentação referente ao protocolo (formulário do CEP, anexos, relatórios e/ou Termos de Consentimento Livre e Esclarecidos – TCLE assinados, quando for o caso) para atendimento ao CEP e/ou à Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP.

Toda e qualquer alteração a ser realizada no protocolo deverá ser encaminhada ao CEP, para análise e aprovação.

O relatório anual ou final deverá ser encaminhado um ano após o início da realização do projeto.

Uberaba, 9 de março de 2012.

Prof.ª Ana Palmira Soares dos Santos**Coordenadora do CEP/UFTM**