

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO

ANTONIETTA CLÁUDIA BARBOSA MAURÍCIO DA FONSECA

**LIMIAR ELETROMIOGRÁFICO DA FADIGA MUSCULAR
EM HOMENS COM PESO NORMAL E COM SOBREPESO**

RECIFE

2004

ANTONIETTA CLÁUDIA BARBOSA MAURÍCIO DA FONSECA

LIMIAR ELETROMIOGRÁFICO DA FADIGA MUSCULAR
EM HOMENS COM PESO NORMAL E COM SOBREPESO

Dissertação apresentada ao Departamento de Biofísica e Radiobiologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do grau de mestre em Biofísica.

Orientador: Prof. Milton Marcelino Filho
Co-orientador: Prof. Alberto Galvão de Moura Filho

RECIFE
2004

ANTONIETTA CLÁUDIA BARBOSA MAURÍCIO DA FONSECA

LIMIAR ELETROMIOGRÁFICO DA FADIGA MUSCULAR
EM HOMENS COM PESO NORMAL E COM SOBREPESO

Dissertação apresentada ao Departamento de Biofísica e Radiobiologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial para obtenção do grau de mestre em Biofísica.

Aprovado em 27 de Maio de 2004

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Mauricy Alves da Motta
Universidade Federal de Pernambuco – UFPE



Prof. Dr. Catão Temístocles de Freitas Barbosa
Universidade Federal de Pernambuco – UFPE



Prof.ª Dr.ª Armêle de Fátima Dornelas de Andrade
Universidade Federal de Pernambuco - UFPE

Este trabalho é dedicado aos meus avós Mário Ribeiro da Fonseca (*in memoriam*) e Maria Antonieta Gomes Barbosa, que dedicaram suas vidas à educação. Muito me orgulha seguir seus passos.

AGRADECIMENTOS

À minha mãe, Antonieta, pelo amor incondicional dedicado a todos os filhos e pelo exemplo de coragem e positivismo.

Ao meu marido Jáder, pelo companheirismo de sempre em todos os meus passos acadêmicos e profissionais.

Aos meus irmãos Mário e Aninha, pela convivência alegre em família, e pela força nos momentos mais difíceis.

Ao Professor Alberto Galvão, exemplo de ética e dedicação ao ensino superior e luta constante pelo reconhecimento da fisioterapia, pela idealização deste trabalho e orientação em todos os momentos. Toda minha admiração e reconhecimento.

Ao Professor Milton Marcelino, pela paciência, pelo crédito dado e pela aceitação em receber mais esta orientação de coração aberto e sempre disponível.

À Professora Francisca Motta, pelo exemplo profissional, amizade sincera e por todas as oportunidades dadas aos seus sempre alunos.

A todos os Professores do Mestrado em Biofísica, em especial ao professor Francisco Fernandes Amâncio e à professora Ana Maria Mendonça, pelo acolhimento de sempre.

À Coordenadora do Mestrado em Biofísica Professora Teresa Jansen pelas palavras incentivadoras e pelo carinho com seus alunos.

Ao Coordenador do Curso de Fisioterapia da Faculdade Integrada do Recife, Professor Evandro Duarte, pela imensa compreensão e incentivo para a finalização de mais esta etapa.

Às amigas Adriana Ribeiro, Adriana Maciel e Ana Paula Lima pelo incentivo constante e contribuição dada à realização deste e de outros trabalhos.

À amiga Cinthia Vasconcelos pelas palavras de apoio, pelos momentos de substituição na supervisão e pelo exemplo de alegria e positivismo.

À amiga Andréa Lemos, pela preocupação quase que diária desde bem antes do início até a total finalização de mais este sonho.

Ao fisioterapeuta Roberto Medina pelo empréstimo de equipamentos indispensáveis à realização do trabalho.

Aos meus estimados alunos do curso de fisioterapia da Faculdade Integrada do Recife que puderam compreender os momentos difíceis de reposições e anteposições de aulas, em especial às alunas Marina Oiticica e Raiane Barreto pela grande contribuição na fase experimental do estudo.

Aos funcionários da Faculdade Integrada do Recife – FIR pela disponibilidade e simpatia gratuita com que sempre pude contar, especialmente à Ana e Alexandre.

À bibliotecária Rivane Liska pelas infindáveis horas na busca dos mais importantes artigos para a realização deste trabalho.

A todos os voluntários que dispuseram seu precioso tempo, por diversas vezes, para que este trabalho pudesse ser realizado.

E, sobretudo a DEUS.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi verificar se existe diferença nos padrões dos sinais eletromiográficos durante a fadiga muscular em contração isométrica voluntária durante o teste de preensão manual, em indivíduos com peso normal e com sobrepeso. Foram estudados 42 voluntários do sexo masculino, com idade entre 18 e 30 anos, saudáveis, não fumantes e não atletas, distribuídos em três grupos de acordo com o índice de massa corporal (IMC): controle (n=16, IMC entre 18,5 e 24,99 Kg/m²), sobrepeso grau 1 – SP1 (n=14, IMC entre 25 e 29,99 Kg/m²) e sobrepeso grau 2 – SP2 (n=12, IMC entre 30 e 39,99 Kg/m²). Após a determinação da força de contração voluntária máxima (CVM), os indivíduos foram submetidos a teste de preensão manual com cargas de 30% e 50% da CVM e registro simultâneo da atividade eletromiográfica dos músculos flexores dos dedos. A partir dos valores de frequência e amplitude do sinal (RMS), foram obtidos gráficos com a variação destes parâmetros em função do tempo. Os resultados encontrados foram utilizados para análise estatística através do programa Sigma Stat 32, com a aplicação do teste de Análise de Variância, considerando $p \leq 0,05$ o limite de significância. O valor RMS máximo e o tempo total foram maiores nos indivíduos do grupo controle para contrações com 30% da CVM. O tempo limiar foi menor nos grupos de sobrepeso para 50% da CVM. A determinação do limiar eletromiográfico da fadiga muscular pode ser melhor evidenciada com 50% da CVM sendo clara a visualização do decréscimo da frequência média e concomitante elevação no valor da RMS. Estes resultados estão de acordo com os encontrados na literatura com relação aos baixos valores obtidos por indivíduos obesos em testes de esforço físico, sugerindo a tendência de maior hipertrofia de fibras oxidativas nos indivíduos com peso normal.

Palavras-chave: eletromiografia, fadiga muscular, índice de massa corpórea, limiar eletromiográfico, sobrepeso.

ABSTRACT

The purpose of this study was to verify differences in the patterns of electromyographic recordings during muscle fatigue induced by handgrip isometric voluntary contraction, in normal weight and overweight voluntaries. Forty two male volunteers, age ranged 18 to 30 years, healthy, non-smoking and non-athletes, classified by body mass index (BMI) were distributed in three groups: control (n=16, BMI 18,5 – 24,99 Kg/m²), grade I overweight (n=15, BMI 25 – 29,99 Kg/m²) and grade II overweight (n=12, BMI 30 – 39,99 Kg/m²). After anthropometric and muscle voluntary contraction (MVC) assessment, the volunteers were submitted to protocols of isometric handgrip with electromyographic (EMG) recordings at 30% and 50% MVC. According to mean frequency and root mean square (RMS) data, graphics constructed shown the changes of these parameters by the time. These values were used for statistical analysis using the One Way Analysis of Variance test, performed by Sigma Stat 32, with level of significance $p \leq 0,05$. The RMS maximal and endurance time were higher between controls for 30% MVC. The time threshold (EMG fatigue threshold) was lower at overweight for 50% MVC. The results suggest that EMG fatigue threshold could be better found with accurate observation of mean frequency, which decreases and RMS increases, at 50% of MVC. Our observations on the reduced endurance between obese suggest a trend of greater oxidative fibers hypertrophy in normal weight subjects than obese ones.

Keywords: electromyography, muscle fatigue, body mass index, electromyographic threshold, overweight.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Módulo amplificador do eletromiógrafo. _____	29
Figura 2: Cabos com pré-amplificadores incorporados. _____	29
Figura 3: Eletrodos Ag - AgCl da MEDITRACE _____	30
Figura 4: Mostrador do dinamômetro JAMAR _____	30
Figura 5: Vista lateral do dinamômetro _____	31
Figura 6: Computador e módulo amplificador do eletromiógrafo _____	31
Figura 7: Posicionamento dos eletrodos antes do registro. _____	35
Figura 8: Posicionamento do voluntário durante o registro do sinal eletromiográfico. _____	36
Figura 9: Atividade eletromiográfica dos músculos flexores do punho e dos dedos durante contração isométrica voluntária utilizando 50% da CVM no indivíduo nº 46, nos segundos iniciais (a) e finais (b). _____	39
Figura 10: Distribuição Espectral de Frequências do sinal eletromiográfico do indivíduo nº46 em contração isométrica voluntária, utilizando 50% da força máxima, no intervalo de tempo entre 2 e 4 segundos (a) e entre 42 e 44 segundos (b). _____	41

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Características dos diferentes tipos de fibra muscular esquelética humana 19

Quadro 2: Classificação antropométrica do tamanho corporal pelo IMC. _____ 20

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Variação da RMS e da frequência no teste de preensão manual em função do tempo com carga de 30% da CVM, para o voluntário nº34. _____ 42

Gráfico 2 - Variação da RMS e da Fmd no teste de preensão manual em função do tempo com carga de 50% da CVM, para o voluntário nº34. _____ 42

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Médias e desvios padrão segundo as variáveis idade, peso, estatura, índice de massa corporal (IMC) e contração voluntária máxima (CVM), para o grupo de indivíduos que usou 30% da CVM. _____ 45

Tabela 2: Médias e desvios padrão segundo as variáveis idade, peso, estatura, índice de massa corporal (IMC) e contração voluntária máxima (CVM), para o grupo de indivíduos que usou 50% da CVM. _____ 46

Tabela 3: Médias e Desvios Padrão dos valores de RMS máximo, frequência média máxima, tempos totais e tempos limiares, e valores RMS e frequência média no limiar eletromiográfico da fadiga muscular, utilizando 30% da CVM. _____ 47

Tabela 4: Médias e Desvios Padrão dos valores RMS máximo e frequência média máxima, tempos totais e tempos limiares, e valores RMS e de frequência média no limiar eletromiográfico da fadiga muscular, utilizando 50% da CVM. _____ 48

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADP	Adenosina difosfato
ATP	Adenosina trifosfato
CVM	Contração Voluntária Máxima
EMG	Eletromiografia
EMGFT	Limiar eletromiográfico da fadiga muscular
FIR	Faculdade Integrada do Recife
Fmd	Frequência média
Fmd_{lim}	Frequência média no tempo limiar
H⁺	Íons hidrogênio
IMC	Índice de Massa Corpórea
O₂	Oxigênio
OMS	Organização Mundial de Saúde
P_i	Fosfato inorgânico
PVSM	Preensão voluntária submáxima
RMS	Root Mean Square (valor médio quadrático ou valor eficaz)
RMS_{lim}	Valor RMS no tempo limiar
SNC	Sistema nervoso central
SP1	Sobrepeso tipo 1
SP2	Sobrepeso tipo 2
T_{lim}	Tempo limiar
T_{tot}	Tempo total de manutenção da força
UM	Unidade Motora

VE/VCO_2	Equivalente ventilatório de gás carbônico
VE/VO_2	Equivalente ventilatório de oxigênio
$VO_{2\text{máx}}$	Consumo máximo de oxigênio

SUMARIO

1.INTRODUÇÃO	16
2.OBJETIVOS	26
2.1.GERAL.....	26
2.2.ESPECÍFICOS	26
3.MATERIAL E MÉTODOS	27
3.1.MATERIAL	27
3.1.1.Amostra e Local do Estudo	27
3.1.2.Critérios de Inclusão.....	27
3.1.3.Critérios de Exclusão.....	28
3.1.4.Materiais Diversos	28
3.2.MÉTODOS.....	32
3.2.1.Tipo de Estudo	32
3.2.2.Considerações Éticas	33
3.2.3.Coleta de Dados.....	33
3.2.4.Análise dos Dados e Estatística.....	44
4.RESULTADOS	45
4.1.CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	45
4.2.TESTE DE PREENSÃO MANUAL COM CARGA DE 30% DA CVM	46

4.3. TESTE DE PREENSÃO MANUAL COM CARGA DE 50% DA CVM	48
5. DISCUSSÃO	50
6. CONCLUSÕES.....	50
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	56
8. ANEXOS	61

1. INTRODUÇÃO

A fadiga muscular é definida como a incapacidade da musculatura de manter determinada carga de trabalho. É resultado da interrupção na cadeia de eventos entre o sistema nervoso central (SNC) e a fibra muscular, podendo acontecer em um músculo isolado ou grupo muscular (FITTS, 1994; McARDLE et al., 2003).

Apesar da pouca concordância sobre as causas exatas da fadiga muscular e sobre as evidências a favor do sistema nervoso central (SNC) como sua origem, existe uma predominância que indica sua origem no músculo, onde a produção de força muscular pode ser controlada por eventos neurais, mecânicos ou energéticos (POWERS; HOWLEY, 2000).

A fadiga muscular localizada é complexa, possuindo várias etiologias, não tendo sido ainda bem compreendida (FOSS e KETHEYIAN, 2000).

Os seguintes locais e mecanismos podem estar envolvidos na fadiga muscular localizada: 1) Junção neuromuscular – a sua incapacidade de retransmitir os impulsos nervosos se deve a uma menor liberação de acetilcolina por parte das terminações nervosas; 2) Mecanismo contrátil – alguns fatores podem estar implicados na falha do próprio mecanismo contrátil, entre eles o acúmulo de ácido láctico, depleção das reservas de adenosina trifosfato (ATP) e fosfocreatina (PC), depleção das reservas musculares de glicogênio, oxigênio (O_2) insuficiente, fluxo sanguíneo inadequado; 3) Sistema nervoso central (SNC) – apesar do mecanismo exato de fadiga central não ser conhecido, supõe-se que à medida que o músculo entra em fadiga, os distúrbios locais que ocorrem em seu ambiente interno são levados ao conhecimento do SNC através de nervos sensoriais. Por sua vez o cérebro envia sinais inibitórios para as células nervosas presentes no sistema motor, resultando em declínio na produção de trabalho muscular (FOSS e KETHEYIAN, 2000).

O fluxo sanguíneo é um importante fator para a capacidade de manutenção de força durante as contrações estáticas, pois pode limitar a distribuição de oxigênio (O_2) e portanto, a capacidade de metabolismo oxidativo. Quando uma força de contração é inferior a 15 ou 20% da contração voluntária máxima (CVM), o suporte de O_2 para o músculo é suficiente e o tempo de manutenção da contração muscular é bastante longo (SAHLIN, 1992).

Qualquer discussão sobre fadiga muscular deve considerar a composição do músculo quanto ao tipo de fibra e suas características estruturais e funcionais. Os músculos esqueléticos de mamíferos adultos contêm pelo menos três tipos distintos de fibras classificadas com base em suas propriedades funcionais e metabólicas. Nos seres humanos, os músculos esqueléticos são constituídos por dois tipos de fibras: aeróbicas e anaeróbicas. As fibras do tipo aeróbicas foram denominadas em épocas diferentes como tipo I, vermelhas, tônicas, de contração lenta (CL), ou oxidativas lentas (OL). As fibras do tipo anaeróbicas foram denominadas tipo II, brancas, fásicas, de contração rápida (CR), ou glicolíticas rápidas (GR). Pode ser feita ainda outra subdivisão das fibras tipo II em IIA (CR_A , rápidas-oxidativas-glicolíticas, ROG), IIB (CR_B , rápidas-glicolíticas, RG), e IIC (CR_C , indiferenciadas, não classificadas, intermediárias, de interconversão) (FOSS, KETEVIAN, 2000; IYER, MITZ; WINSTEIN, 2001).

Com relação à inervação das fibras musculares vale ressaltar a diferença que existe quanto ao diâmetro dos neurônios motores que inervam cada tipo de fibra, seus limiares de excitação e velocidades de condução.

De acordo com o princípio dimensional do recrutamento das unidades motoras de Henneman et al. (1965), os menores motoneurônios possuem um limiar de excitação mais baixo, o que significa que as menores unidades motoras serão recrutadas primeiro, pois estas são inervadas por motoneurônios de menor diâmetro.

As diferenças fisiológicas e bioquímicas entre os músculos fásicos e tônicos devem-se às características quimiotróficas dos nervos motores. Devido aos mecanismos impulso-dependentes podemos dizer que existe também uma influência neural na diferenciação muscular (SALMONS; SRÉTER, 1976).

Sendo a seqüência de recrutamento das unidades motoras definida pelo seu tamanho e característica funcional, as unidades motoras pequenas, lentas e resistentes à fadiga são as primeiras a serem recrutadas numa contração muscular voluntária e por último são recrutadas as unidades motoras grandes, rápidas e facilmente fatigáveis (DE LUCA, 1985).

As fibras musculares de uma única unidade motora (UM) possuem as mesmas características metabólicas e funcionais, de forma que as unidades motoras também podem ser classificadas em rápidas e lentas. Todos os músculos esqueléticos humanos possuem UM rápidas e lentas. É a predominância de um destes tipos de unidades motoras que irá definir se o músculo é fásico ouônico, respectivamente (DE LUCA, 1985).

As fibras do tipo I ou do tipo IIA apresentam um grande conteúdo mitocondrial e uma presença substancial de capilares e mioglobina, sendo dessa forma relativamente resistentes à fadiga quando comparadas às fibras do tipo IIB. Estas por sua vez, possuem reservas de fosfocreatina e glicogênio mais elevadas que as fibras do tipo I (quadro 1) (FOSS, KETAYIAN, 2000; IYER, MITZ, WINSTEIN, 2001).

São estas diferentes características estruturais, composicionais e moleculares que fazem com que as células musculares se adaptem para tipos específicos de respostas mecânicas. As fibras do tipo II, ao contrário das fibras do tipo I, possuem propriedades mais adequadas para atividades dinâmicas ou de alta velocidade. Atividades que exigem contrações isométricas, onde não existe nenhum movimento envolvido e no qual o pico de força é o maior objetivo, podem ser desenvolvidas com igual sucesso por ambos os tipos de fibras, onde o ajuste é feito com base na área de secção transversa (GREEN, 1997).

Características	Fibras rápidas		Fibras lentas
	Tipo IIB	Tipo IIA	Tipo I
Número de mitocôndrias	Baixo	Alto/ moderado	Elevado
Resistência à fadiga	Baixa	Alta/ moderada	Elevada
Sistema energético predominante	Anaeróbico	Misto	Aeróbico
Atividade da ATPase	A mais elevada	Elevada	Baixa
V _{máx} (velocidade de encurtamento)	A mais elevada	Intermediária	Baixa
Eficiência	Baixa	Moderada	Elevada
Tensão específica	Elevada	Elevada	Moderada

Quadro 1 - Características dos diferentes tipos de fibra muscular esquelética humana

Fonte: Powers, S. K.; Howley, E. T. (2000).

Cada tipo de fibra muscular utiliza energia de forma diferente para contração. As fibras musculares de contração rápida utilizam a energia derivada da queima de glicogênio por meio do metabolismo anaeróbico, sem a necessidade constante de oxigênio. Nestas fibras a fadiga ocorre de forma imediata, pois apesar da rápida liberação de energia do glicogênio sua extração acontece em quantidade relativamente pequena em comparação com a que pode ser armazenada num músculo. As fibras de contração lenta metabolizam gorduras com o auxílio do oxigênio, o que é um processo mais lento, denominado de metabolismo aeróbico. Este metabolismo pode ser mantido durante longos períodos enquanto houver oxigênio suficiente, graças à maior capacidade energética das gorduras (IYER; MITZ; WINSTEIN, 2001).

A capacidade de um indivíduo de realizar trabalho físico está relacionada com o tamanho e a forma do seu corpo. Indivíduos com dimensões corporais elevadas (peso e estatura) apresentam uma maior capacidade para realizar exercícios como o levantamento e o transporte de cargas, entretanto indivíduos esbeltos apresentam melhor desempenho em tarefas que exigem a translação corporal (FOSS; KETEVIAN, 2000). Atletas levantadores de peso e corredores de longa distância exemplificam estas observações.

A relação entre o peso e a estatura de um indivíduo fornece uma medida que possibilita melhor comparação entre grupos de indivíduos. A Organização Mundial da Saúde

(OMS) considera o índice de massa corpórea (IMC), como o padrão de medida internacional para avaliação do tamanho corporal em indivíduos adultos. O IMC é definido como sendo o peso (medido em quilogramas) dividido pela altura elevada ao quadrado (medida em metros). Indivíduos com baixo peso apresentam valores abaixo de $18,50 \text{ Kg/m}^2$. Os valores de $18,50$ a $24,99 \text{ Kg/m}^2$ são considerados normais. Na faixa que se estende de 25 a $29,99 \text{ Kg/m}^2$, 30 a $39,99 \text{ Kg/m}^2$ e de 40 Kg/m^2 em diante, estão aqueles considerados graus 1, 2 e 3 de sobrepeso respectivamente (quadro 2) (WHO, 1995).

Classificação de acordo com o Índice de Massa Corpórea (IMC)	IMC
Baixo peso	$< 18,50 \text{ Kg/m}^2$
Peso Normal	$18,50 - 24,99 \text{ Kg/m}^2$
Grau 1 de sobrepeso	$25,00 - 29,99 \text{ Kg/m}^2$
Grau 2 de sobrepeso	$30,00 - 39,99 \text{ Kg/m}^2$
Grau 3 de sobrepeso	$\geq 40,00 \text{ Kg/m}^2$

Quadro 2 - Classificação antropométrica através do índice de massa corporal – IMC.

Fonte: WHO (1995)

Parece existir uma relação entre o IMC e a capacidade individual de realizar trabalho. Apesar dos constantes artigos constatarem uma correlação positiva entre o IMC e o estado nutricional de determinadas populações, indicando pouca força muscular de indivíduos com menores IMCs (CHILIMA; ISMAIL, 2001; PIETERSE; MANANDHAR; ISMAIL, 2002), alguns estudos têm mostrado que indivíduos obesos apresentam desempenho aeróbico reduzido quando comparados com indivíduos mais magros, sugerindo uma menor resistência à fadiga daqueles (KATOH et al., 1995; HULENS et al., 2001; MARINOV; KOSTIANEV; TURNOVSKA, 2002).

Em estudo realizado com 63 pacientes obesos, sendo 37 com IMC entre 25 e 29,99 Kg/m², e 26 com IMC acima de 30 Kg/m², Katoh et al. (1995) sugeriram que a capacidade de realizar trabalho estaria relativamente diminuída em proporção ao grau de obesidade.

Hulens et al. (2001) constataram um nível inferior na capacidade física de mulheres obesas (IMC ≥ 30 kg/m²) quando comparadas com seus controles (IMC ≤ 26 kg/m²). Ao serem submetidas a cargas submáximas de exercício aeróbico (70W), utilizando um cicloergômetro, o consumo de oxigênio das voluntárias obesas alcançou 78% do VO₂ de pico, enquanto que para as voluntárias não-obesas este valor era apenas de 69% do VO₂ de pico (1.230 ± 145 ; 1.062 ± 112 mL O₂/min.). A ventilação (L O₂/min.) com carga de 70W foi maior para as mulheres obesas quando comparadas às do grupo controle, indicando novamente um maior custo de oxigênio para o exercício com maiores IMCs.

Trabalhando com crianças obesas, Marinov, Kostianev e Turnovska (2002) observaram uma redução no tempo do exercício no grupo de crianças obesas (IMC = 27.4 ± 4.5 Kg/m²) quando comparados com as crianças do grupo controle (IMC = 18.8 ± 2.7 Kg/m²), e concluíram que o custo metabólico absoluto do exercício é maior no grupo de obesos em comparação com os indivíduos controle (9.2 ± 2.1 ; 10.4 ± 1.2 min.; $p=0.010$).

Resultados de um estudo feito com 3.214 jovens belgas em idade escolar mostrou que os estudantes obesos apresentaram desempenho inferior em todos os testes que requeriam propulsão ou levantamento do peso corpóreo, quando comparados com seus colegas não-obesos. Em contraste, os indivíduos obesos mostraram grande força de preensão (DEFORCHE et al., 2003).

Na progressão de um determinado exercício até sua exaustão são observados aumentos lineares nos valores do VO₂. Porém em determinado momento, o consumo de oxigênio não acompanha o aumento da ventilação e a curva do equivalente de O₂ começa a subir. Neste instante, a produção de energia anaeróbia através da glicólise é acelerada para complementar

a produção total de energia. Convencionou-se denominar este ponto de limiar anaeróbico (WASSERMAN; McILROY, 1964).

Dois pontos de referência podem ser identificados pela observação das respostas da concentração de lactato sanguíneo ou de curvas ventilatórias em resposta ao exercício. O primeiro ponto representa a intensidade a partir da qual a concentração de lactato sanguíneo aumenta em relação aos valores de repouso e a ventilação aumenta desproporcionadamente ao aumento do VO_2 . A esta definição denominou-se primeiro limiar de lactato ou primeiro limiar ventilatório. O segundo limiar de lactato ou segundo limiar ventilatório é representado pela intensidade a partir da qual a concentração de lactato sanguíneo aumenta rapidamente e a ventilação aumenta desproporcionadamente a produção de CO_2 (RIBEIRO, 1995).

Três abordagens têm sido utilizadas para determinar os dois limiares a partir de curvas de lactato sanguíneo: adoção de concentrações fixas de lactato e interpolação dos resultados; uso de modelos matemáticos para avaliar as curvas de lactato; e estimativa visual de quebras nas curvas de lactato. Nas investigações científicas, tem-se optado pela identificação de quebras nas curvas de lactato sanguíneo, uma vez que esta metodologia tem sido estudada com maior detalhe em indivíduos saudáveis e em pacientes com insuficiência cardíaca (RIBEIRO, 1995).

A correlação entre o limiar eletromiográfico e o limiar ventilatório foi confirmada por Glass et al. (1998) que submeteram 10 homens com experiência em ciclismo a um teste ergométrico, onde o consumo de oxigênio foi mensurado continuamente e a atividade eletromiográfica dos músculos reto femural e vasto lateral da coxa foi registrada durante os últimos cinco segundos de cada minuto. Neste estudo os pesquisadores concluíram que é possível identificar o limiar ventilatório usando o músculo reto femural.

Técnicas de análise espectral do sinal eletromiográfico vêm ganhando popularidade como ferramenta clínica para o estudo da fadiga. O sinal mioelétrico é a representação da

atividade elétrica neuromuscular e depende da frequência de disparo das unidades motoras, do tamanho e do número dos potenciais das unidades motoras (JURELL, 1998).

O uso de eletromiografia de superfície para determinação do limiar de fadiga metabólica apresenta a vantagem de informar a situação fisiológica de um músculo particular, antes mesmo que os sinais gerais de fadiga se expressem.

A eletromiografia de superfície tem sido largamente utilizada para avaliação da fadiga muscular localizada, baseada nas variações de amplitude e frequência do sinal eletromiográfico, que podem ser quantificadas e utilizadas para determinar o nível de atividade elétrica que produz uma certa tensão muscular. A frequência mediana ou frequência central do espectro de potência é a variável geralmente utilizada para caracterizar a mudança na frequência do sinal eletromiográfico associada à fadiga muscular (U.S. DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES, 1992).

Em diversos estudos o limiar eletromiográfico da fadiga muscular foi determinado com a utilização de testes ergométricos objetivando correlacioná-lo ao limiar anaeróbico metabólico e ventilatório (MATSUMOTO, MORITANI, 1991; PAVLAT et al., 1993; MORITANI, TAKAISHI, MATSUMOTO, 1993; HOUSH, et al., 1995; PAVLAT et al., 1995; GLASS et al., 1998; HANON et al., 1998), utilizando em sua maioria músculos dos membros inferiores como as porções medial e lateral do músculo quadríceps femoral.

Matsumoto (1991) e Moritani (1993) descreveram o limiar eletromiográfico da fadiga muscular (EMG_{FT}) como sendo a mais alta intensidade de exercício suportável sem evidências de fadiga neuromuscular.

Para a identificação do EMG_{FT} determina-se o aumento da atividade elétrica do músculo quadríceps femoral ao longo do tempo através de uma reta de regressão, para quatro valores diferentes de potência. Esses valores são então plotados em um gráfico em função dos

coeficientes de inclinação das retas. Onde a reta interceptar o eixo y é definido como o EMG_{FT} (HOUSH, et al., 1995).

Existe uma concordância quanto ao comportamento da amplitude do sinal eletromiográfico e os valores de frequência média, quando um músculo é submetido a contrações musculares mantidas. Estudos demonstram que a fadiga muscular é acompanhada por aumentos na amplitude do sinal (DE VRIES, 1968; PETROFSKY et al., 1982; POTVIN, 1997) e pelo deslocamento do espectro de frequência no sentido das frequências mais baixas durante contrações submáximas prolongadas (KADEFORS, KAISER, PETERSEN, 1968; SADOYAMA, MIYANO, 1981; PETROFSKY et al., 1982; VITASALO, KOMI, 1977; POTVIN, 1997).

Acredita-se que este aumento na amplitude do sinal se deva ao mecanismo de sincronização dos potenciais das unidades motoras. Num modelo de contração muscular simulado por computador, Yao e colaboradores (2000) avaliaram o comportamento do valor RMS e concluíram que a simples manipulação na temporização dos disparos dos potenciais de ação, causava uma influência substancial nas respostas das unidades motoras (UM), elevando o RMS. Foram comparados três modelos onde era regulada a temporização dos disparos com relação a sua sincronização. A amplitude do sinal eletromiográfico foi mais elevada quanto maior era a condição de sincronização, onde puderam observar um aumento de 65% com sincronização moderada e um aumento de 130% com uma condição de elevada sincronização. Yao e colaboradores sugerem que este aumento na amplitude do sinal eletromiográfico seria devido à redução do cancelamento que acontece quando há sobreposição de fases positivas e negativas dos potenciais de ação.

Em estudo recente Hug et al.(2003) submeteram 39 indivíduos a teste de cicloergometria com eletromiografia simultânea do músculo vasto lateral do quadríceps. Em seus resultados puderam observar que aumentos não lineares do valor RMS e decréscimos na

freqüência mediana, fatores que utilizaram para definir o limiar de fadiga, correspondiam ao momento em que era registrado o primeiro limiar ventilatório.

Noutro estudo, Hug et al. (2004), estudando a relação do limiar eletromiográfico de fadiga com as variações da resposta ventilatória durante o teste de preensão manual, observaram que o primeiro limiar ventilatório apresenta elevada correspondência temporal com o limiar eletromiográfico.

O conhecimento científico dos mecanismos relacionados com a fadiga geral e com a fadiga muscular tem evoluído com a introdução dos métodos de determinação dos limiares metabólico e ventilatório. A possibilidade do uso da eletromiografia neste campo de pesquisa vem se tornando uma realidade ultimamente, e a necessidade de contribuir para o conhecimento do método em nosso meio, justificam o presente trabalho.

2. OBJETIVOS

2.1. GERAL

Verificar se existem diferenças nos padrões de registro dos sinais eletromiográficos durante a fadiga muscular induzida pela contração isométrica voluntária dos músculos flexor superficial e profundo dos dedos, em indivíduos com peso normal e com sobrepeso, graus 1 e 2.

2.2. ESPECÍFICOS

- Determinar a força na contração voluntária máxima durante teste de preensão manual em indivíduos com peso normal e com sobrepeso grau 1 e grau 2.
- Verificar o tempo total do teste de preensão manual utilizando cargas de trabalho de 30% e de 50% da contração voluntária máxima, comparando os resultados obtidos nos diferentes grupos.
- Verificar os valores máximos de amplitude e frequência média do sinal eletromiográfico dos indivíduos.
- Determinar o limiar eletromiográfico de fadiga nos indivíduos com peso normal e com sobrepeso.

- Verificar os valores de amplitude e frequência média do sinal eletromiográfico dos indivíduos, no limiar de fadiga.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1. MATERIAL

3.1.1. Amostra e Local do Estudo

O presente estudo foi desenvolvido no Laboratório de Fisiologia do Esforço da Faculdade Integrada do Recife (FIR), no período de outubro de 2003 a março de 2004. Os indivíduos participantes do estudo são homens jovens, hígidos, alunos de instituições de ensino superior do Estado de Pernambuco, os quais participaram de forma voluntária, após divulgação da pesquisa nas Coordenações de Cursos e nos Diretórios Acadêmicos.

3.1.2. Critérios de Inclusão

- Sexo masculino

- Idade entre 18 e 30 anos
- Índice de Massa Corpórea (IMC) entre 18,5 e 39,9 Kg/m²
- Leitura e assinatura de termo de consentimento após ser informado sobre o estudo

3.1.3. Critérios de Exclusão

- Praticar qualquer atividade física que induza condicionamento fisiológico.
- Ser fumante.
- Exercer atividade profissional que exija esforço sistemático dos membros superiores.
- Apresentar qualquer tipo de disfunção que possa afetar o desempenho músculo-esquelético e/ou cardiovascular.

3.1.4. Materiais Diversos

- Eletromiógrafo fabricado pela EMG System do Brasil Ltda., constituído por: a) Módulo Amplificador (Figura 1), com 08 canais, filtros passa-alta em 10 Hz e passa-baixa em 500 Hz do tipo Butterworth e ganho de 100, b) Placa de Conversão analógica/digital (CAD 12/32-16 Lynx Tecnologia Ltda., Brasil) com 12 bits de resolução de faixa dinâmica e frequência de amostragem de 1.000Hz e c) Software de aquisição de sinais AqDados (Lynx Tecnologia Ltda., Brasil).



Figura 1 - Módulo amplificador do eletromiógrafo.

- Cabos de conexão do paciente com pré-amplificador diferencial de ganho de 20 (figura 2), adaptável a eletrodos descartáveis.



Figura 2 - Cabos com pré-amplificadores incorporados.

- Eletrodos de superfície do tipo prata cloretada (Ag - AgCl) descartáveis, com gel auto-adesivo, fabricado pela MEDITRACE (figura 3). Este eletrodo é constituído por uma fina camada de Ag - Cl depositada sobre uma base plástica com 1cm de diâmetro.



Figura 3 - Eletrodos Ag - AgCl da MEDITRACE

- Dinamômetro hidráulico de mão (JAMAR© - Modelo 5030), com escala analógica de zero a noventa kilogramas-força (Kgf) com frações de 2Kgf (figura 4), indicador estático que marca o máximo da última prensão realizada, e manopla ajustável em cinco posições de prensão (Figuras 4 e 5).

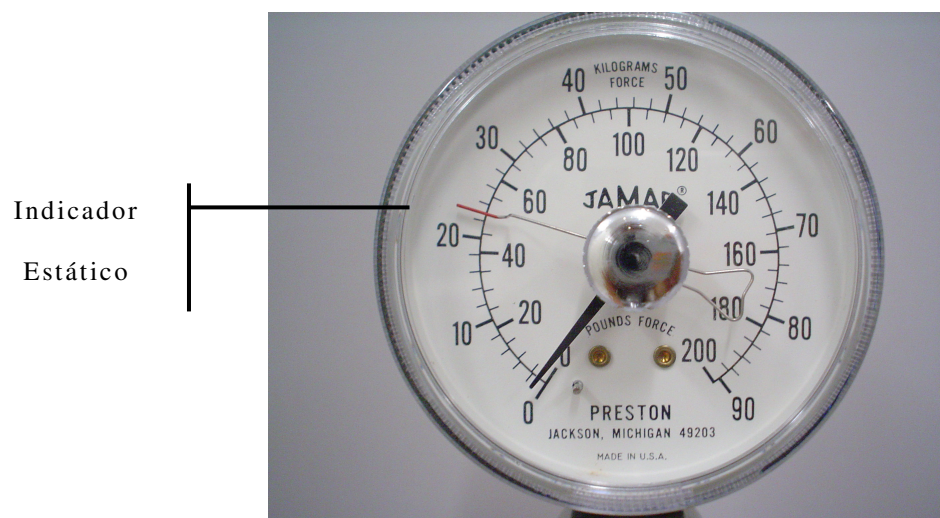


Figura 4 - Mostrador do dinamômetro JAMAR

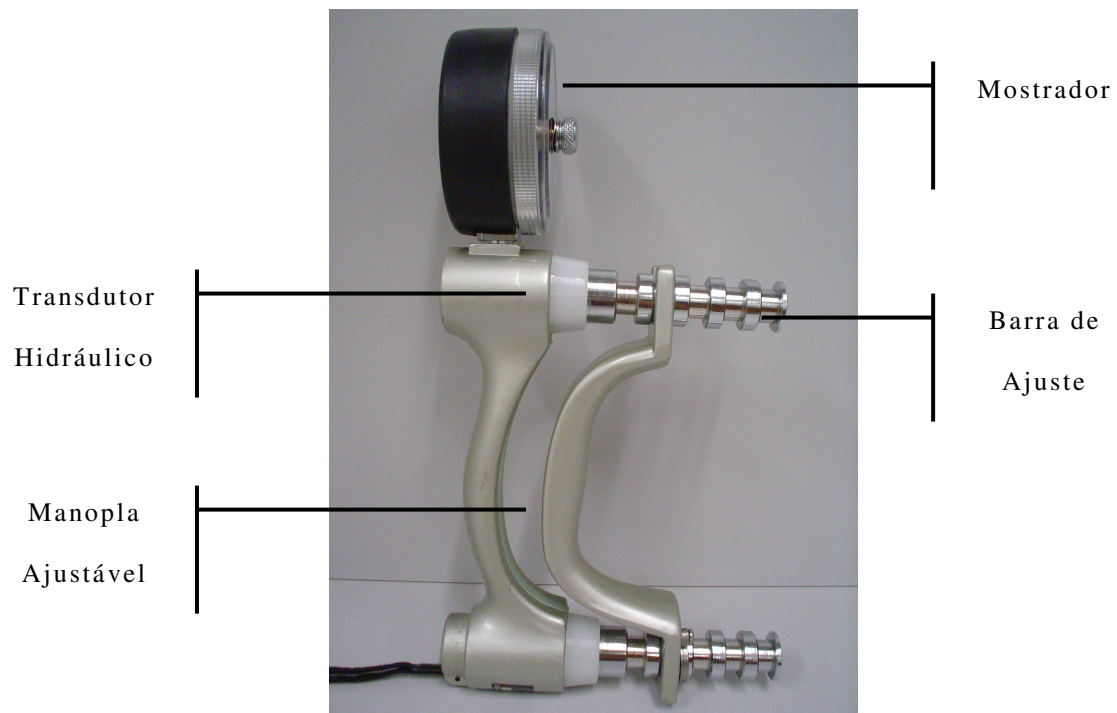


Figura 5 - Vista lateral do dinamômetro

- Computador Pentium III, 700MHz, 128MB de memória, disco rígido de 20MB e monitor de 15 polegadas.

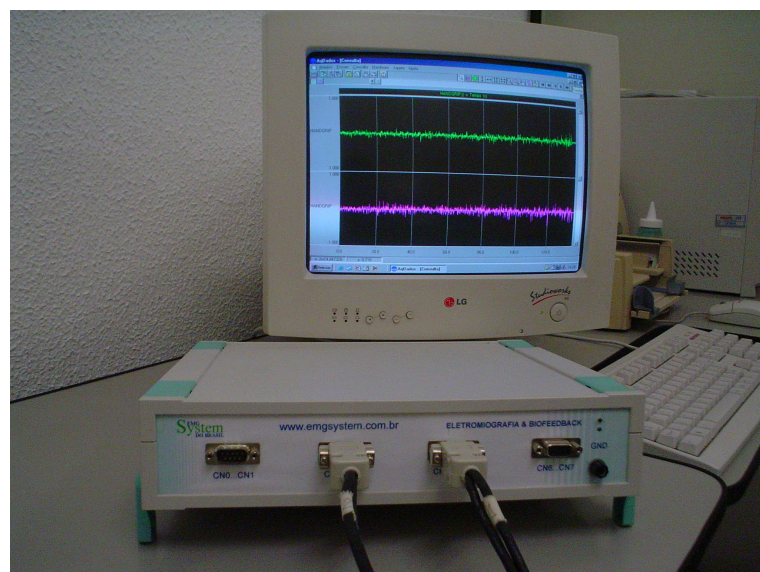


Figura 6 - Computador e módulo amplificador do eletromiógrafo

- Programa de computador AQDADOS, versão 5.03 (Lynx Tecnologia Ltda., Brasil), utilizado para aquisição e armazenamento dos sinais eletromiográficos.
- Programa de computador MATLAB, versão 5.3 (Mathworks, Natick, MA, USA), utilizado no tratamento do sinal eletromiográfico.
- Programa de computador EXCEL 2000, versão 9.0 (Microsoft Corporation).
- Programa de computador SIGMA STAT 32, versão 2.0 (Jandel Corporation).
- Filmadora SONY © – modelo CCD-TRV15
- Televisor 21 polegadas SONY © - modelo KV – 2170B
- Tripé para foto/vídeo VANGUARD© - modelo MK-1, com altura regulável.
- Balança mecânica com escala antropométrica WELMY© - Ref. 110, com frações de 100 gramas e capacidade para 150Kg e altura máxima mensurável de 2 metros.
- Esponja de aço, detergente e toalhas de papel.

3.2. MÉTODOS

3.2.1. Tipo de Estudo

O estudo é do tipo transversal, onde 42 homens saudáveis, não-atletas, não-fumantes, com idades entre 18 e 30 anos, foram distribuídos em três grupos de acordo com o índice de

massa corporal. No grupo controle (n=16) constaram os indivíduos que apresentaram IMC entre 18,5 e 24,99Kg/m². Os indivíduos considerados sobrepeso (OMS, 1995) foram divididos em dois grupos: grau 1 (n=15, IMC entre 25 e 29,99Kg/m²) e grau 2 de sobrepeso (n=12, IMC entre 30 e 39,99) (OMS, 1995).

3.2.2. Considerações Éticas

O projeto desta pesquisa foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco – UFPE, tendo obtido aprovação para sua execução.

Antes da execução do protocolo experimental, um termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO I) era apresentado a cada voluntário selecionado para participar do estudo, em duas vias (uma para o voluntário e outra para o pesquisador), as quais foram devidamente assinadas.

3.2.3. Coleta de Dados

3.2.3.1. Avaliação Antropométrica

Após serem selecionados através dos critérios de inclusão / exclusão, os indivíduos foram submetidos a uma avaliação antropométrica onde foram medidos peso e altura, para o

cálculo do índice de massa corpórea (IMC). Para esta medição era solicitado aos indivíduos que trajassem bermuda e camiseta e retirassem os sapatos. Durante a mensuração de sua altura, cada voluntário deveria permanecer de pé com a coluna ereta e manter uma inspiração profunda por cerca de dois segundos.

Os dados foram coletados pela própria pesquisadora no Laboratório de Fisiologia do Esforço da FIR, utilizando um formulário padrão (ANEXO II).

3.2.3.2. *Medição da Contração Voluntária Máxima (CVM)*

Nesta medição foi usado um dinamômetro de mão (figura 5) para medir a força de contração máxima durante o teste de preensão, executado com a mão dominante. O voluntário deveria manter-se de pé segurando o dinamômetro com o membro superior dominante em extensão de cotovelo, ombro em rotação neutra ligeiramente afastado do corpo e leve extensão do punho. Esta posição foi escolhida com o objetivo de proporcionar melhor torque (WEST et al., 1995). Ao mesmo tempo era solicitado que o membro superior contra-lateral ficasse relaxado junto ao tronco.

O indivíduo era então estimulado verbalmente a executar o máximo de força que fosse possível num intervalo de tempo não superior a três segundos. Este procedimento era repetido em cinco vezes com intervalos de dois minutos entre eles (MOREIRA, GODOY, SILVA JÚNIOR, 2001).

Dentre as cinco execuções era escolhido o maior valor para o cálculo das cargas utilizadas no estudo, ou seja, 30% da CVM e 50% da CVM.

No dia que antecedia o teste era solicitado ao voluntário que evitasse a ingestão de bebida alcoólica e a prática de atividade física, por pelo menos 24 horas antes da avaliação. Sua alimentação deveria ser realizada de forma habitual entre uma e quatro horas antes da avaliação.

3.2.3.3. *Registro do Sinal Eletromiográfico*

Antes da colocação dos eletrodos, uma esponja de aço, água e detergente eram utilizados para produzir abrasão da camada cutânea superficial da pele e remoção de células epiteliais ressecadas e mortas, reduzindo desta forma, a impedância de contato (PORTNEY, 2004). Um par de eletrodos de superfície, auto-adesivos e descartáveis, era posicionado no ventre do músculo flexor superficial dos dedos, a $\frac{1}{4}$ da distância que separa o epicôndilo medial do úmero e o processo estilóide do rádio, distância esta medida a partir do epicôndilo medial (figura 7) (U.S. DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES, 1992). Os eletrodos eram posicionados justapostos para a padronização da distância entre seus centros (3,6cm) e só eram removidos após a finalização de todos os registros (figura 7).

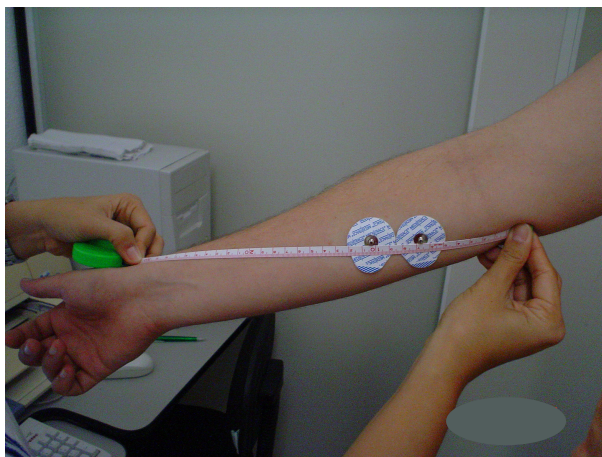


Figura 7 - Posicionamento dos eletrodos antes do registro.

O eletrodo de referência era untado com gel eletrocondutor e colocado no punho contrário ao antebraço examinado, e sua limpeza era feita com álcool a 70%.

Para o registro do sinal eletromiográfico, o voluntário era orientado a ficar numa posição confortável, de pé em frente a uma tela que exibia a imagem do mostrador do dinamômetro, registrada por uma filmadora posicionada em um tripé apoiado no chão (figura 8). Este arranjo foi necessário para que o indivíduo pudesse visualizar o mostrador do dinamômetro e manter uma força constante durante todo o registro.



Figura 8 - Posicionamento do voluntário durante o registro do sinal eletromiográfico.

O registro eletromiográfico foi realizado em duas fases definidas de acordo com o percentual de força utilizado na contração isométrica voluntária. Na primeira fase o voluntário era submetido a uma carga equivalente a 30% da sua contração voluntária máxima (CVM) e na segunda fase a carga era aumentada para 50% da CVM.

Em ambas as fases de registro do sinal eletromiográfico, o indivíduo era verbalmente encorajado a manter a carga de trabalho estabelecida, durante o maior tempo possível. O registro do sinal era interrompido quando o indivíduo não conseguia mais manter a força requerida e liberava a preensão. A segunda fase do registro só era realizada após um intervalo de cinco minutos com o indivíduo repousando em posição sentada.

Em seguida, os sinais eletromiográficos eram convertidos de analógicos para digitais, pela placa de conversão, com frequência de amostragem de 1.000Hz e armazenados no computador. Após os ensaios, os resultados foram gravados também em disquete como cópia de segurança.

Para visualização dos sinais eletromiográficos na tela do computador durante os registros, e conversão para arquivos ASCII utilizou-se o programa AqDados, versão 5.03 (Lynx Tecnologia Ltda, Brasil).

3.2.3.4. *Análise do Sinal Eletromiográfico*

Para apresentação simultânea e tratamento dos sinais citados, utilizou-se o programa MatLab, versão 5.3, para plataforma *Windows*.

Uma rotina desenvolvida para o MatLab calcula a amplitude média do sinal eletromiográfico representado pelo seu valor RMS em microvolts (μV), assim como a sua frequência média (Fmd) em Hertz (Hz).

O valor RMS, em português traduzido como valor médio quadrático ou valor eficaz, representa a amplitude média do sinal. Matematicamente, é definido como a raiz quadrada da média dos quadrados dos valores instantâneos do sinal, Equação 1.

Equação 1 - Definição do valor RMS de um sinal analógico, onde $v(t)$ é a amplitude do sinal no instante t e T é o período de tempo considerado na observação.

$$V_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T v^2(t) dt}$$

Em um sinal digitalizado, ou seja, após a conversão analógica/digital o valor RMS pode ser calculado pela raiz quadrada da média dos quadrados das amplitudes instantâneas do sinal, Equação 2.

Equação 2 - Cálculo do valor RMS de um sinal digitalizado, onde a é a amplitude do sinal no instante da amostragem e n o número total de amostras.

$$V_{RMS} \cong \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^n a_k^2 - \frac{(a_1^2 + a_n^2)}{2}}{n}}$$

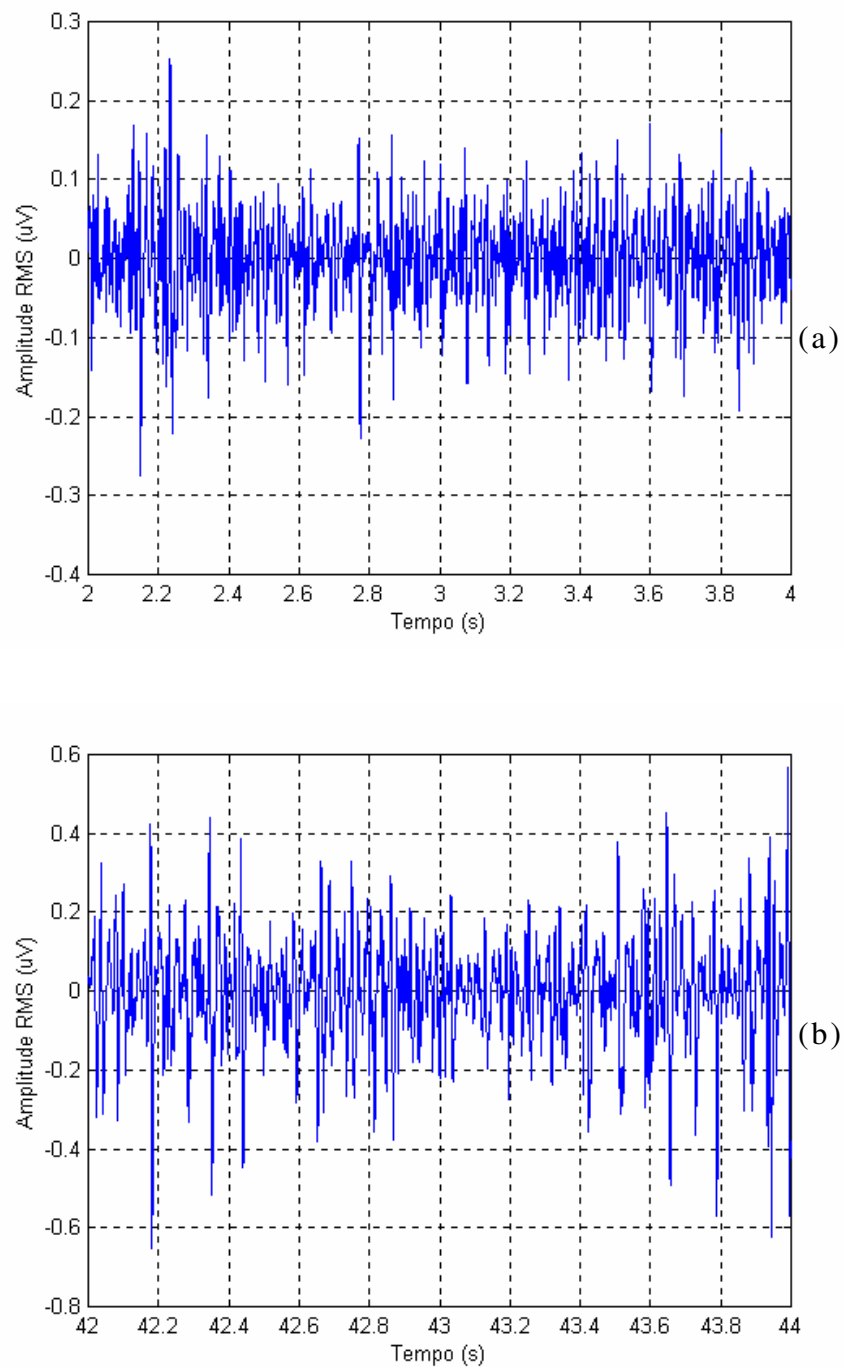


Figura 9 - Atividade eletromiográfica dos músculos flexores do punho e dos dedos durante contração isométrica voluntária utilizando 50% da CVM no indivíduo n° 46, nos segundos iniciais (a) e finais (b).

A frequência média (Fmd) do sinal eletromiográfico foi determinada a partir da FFT (*Fast Fourier Transformer*), rotina para computadores que fornece uma distribuição

quantitativa dos componentes de frequência de um sinal complexo. A frequência média é definida como a média ponderada das frequências que compõem a distribuição espectral do sinal, onde os pesos são as amplitudes de cada componente de frequência, Equação 3.

Equação 3 - Cálculo da frequência média a partir da FFT, onde A_k é a amplitude da frequência f_k e n é o número de componentes de frequência da distribuição.

$$FM = \frac{\sum_{k=1}^n f_k \cdot A_k}{\sum_{k=1}^n A_k}$$

A Figura 9 mostra no painel “a” um registro eletromiográfico típico do músculo flexor dos dedos nos segundos iniciais (2 a 4) e no painel “b” um registro dos instantes finais (42 a 44) com carga de 50% da CVM, podendo-se observar um aumento das amplitudes e rarefação do traçado eletromiográfico com o transcorrer do teste.

As frequências médias (Fmd) também foram calculadas pelo algoritmo escrito para o *software* MatLab. A Figura 10 (a; b) apresenta a distribuição espectral dos componentes de frequência do registro eletromiográfico da Figura 9. É a partir deste gráfico que a rotina calcula a frequência média, conforme definida pela Equação 3.

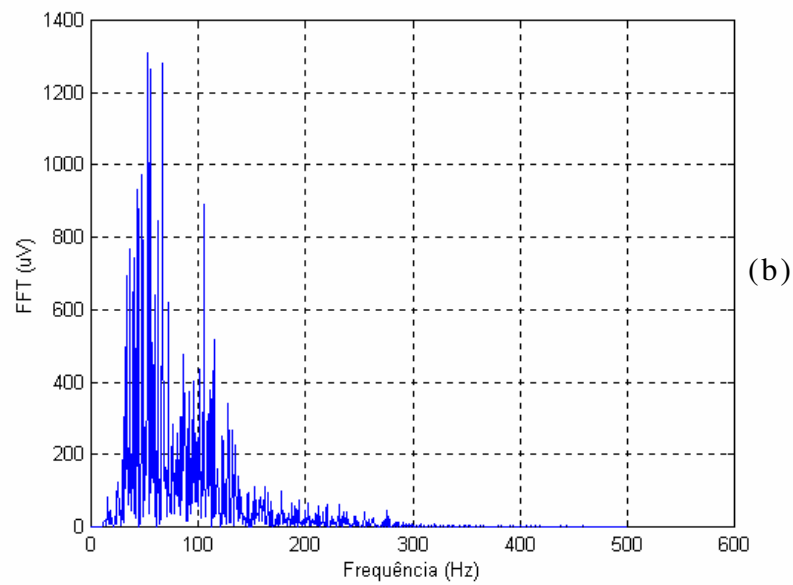
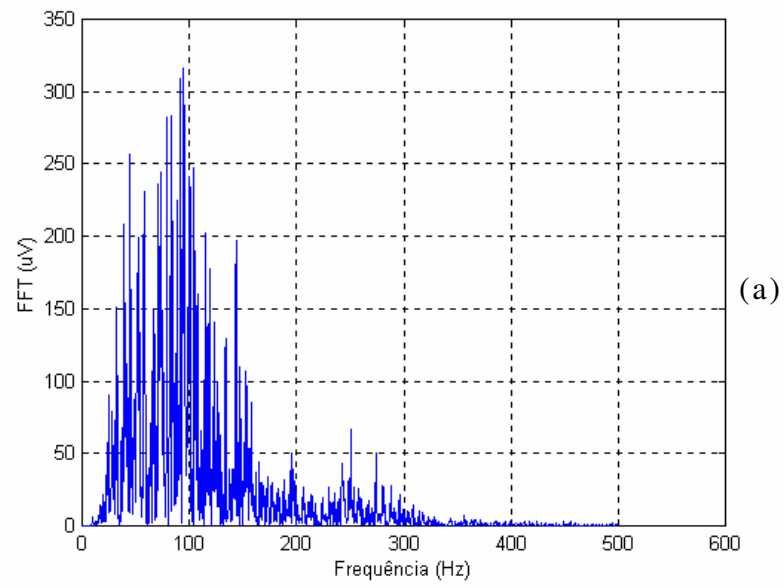


Figura 10 - Distribuição espectral de frequências do sinal eletromiográfico do indivíduo nº46 em contração isométrica voluntária, utilizando 50% da força máxima, no intervalo de tempo entre 2 e 4 segundos (a) e entre 42 e 44 segundos (b).

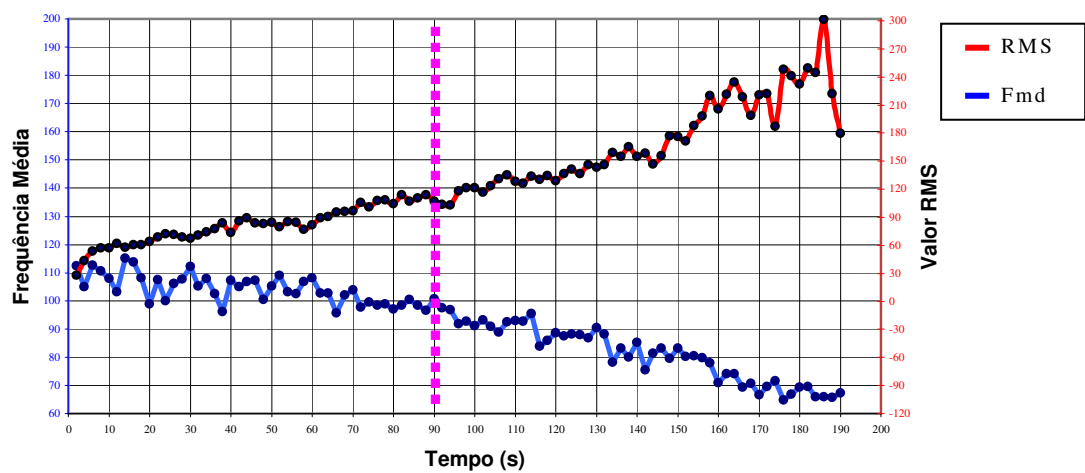


Gráfico 1 - Variação da RMS e da frequência no teste de preensão manual em função do tempo com carga de 30% da CVM, para o voluntário nº34.

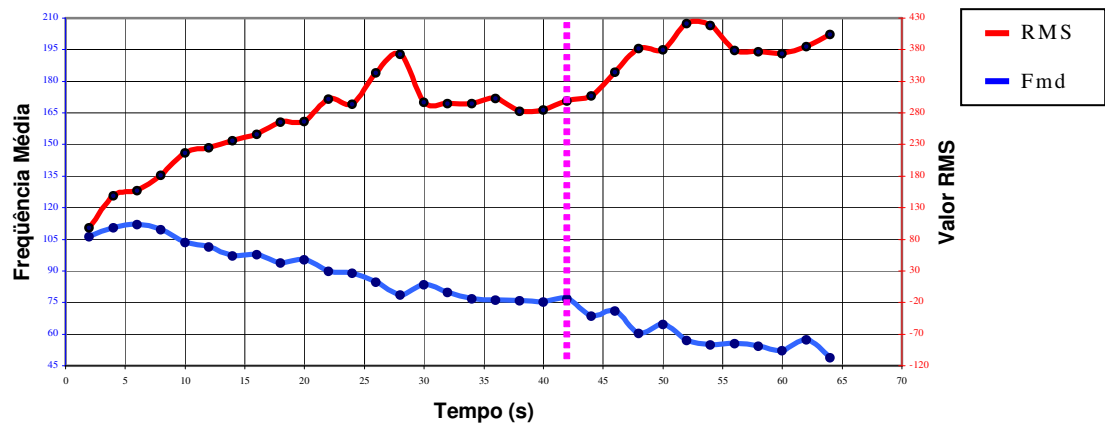


Gráfico 2 - Variação da RMS e da Fmd no teste de preensão manual em função do tempo com carga de 50% da CVM, para o voluntário nº34.

A partir dos valores RMS e da frequência média, calculados a cada dois segundos, construiu-se um gráfico usando o programa Excel 2000, versão 9.0 (Microsoft Corporation) que mostra a variação destes parâmetros durante o teste de preensão manual (gráficos 1 e 2).

A partir destes dois parâmetros foram determinadas as variáveis definidas abaixo.

- **Tempo de exaustão ou tempo total (T_{tot})** – definido como o tempo de sustentação da preensão voluntária submáxima (PVSM) até o momento no qual o voluntário atinge a exaustão do grupo muscular utilizado na tarefa.
- **Tempo limiar ou limiar eletromiográfico de fadiga (T_{lim})** – definido como o tempo gasto para atingir o momento no qual a curva de frequência média cai e não pára mais de cair e a curva da RMS sobe e não pára mais de subir. Considerou-se nos casos em que não houve coincidência temporal nas mudanças destas variáveis, o momento de quebra da curva da frequência média. Nos gráficos 1 e 2 estes valores correspondem a 90 segundos para carga de 30% da CVM, e 42 segundos para carga de 50% da CVM, respectivamente.
- **Tempo limiar percentual ($T_{lim\%}$)** – tempo limiar calculado em valores percentuais em relação ao tempo total.
- **Período pós-limiar ($T_{tot}-T_{lim}$)** – período de manutenção da carga imposta após o tempo limiar. Calculado como a diferença entre o tempo total e o tempo limiar.
- **RMS máximo ($RMS_{máx.}$)** – valor máximo alcançado pela amplitude do sinal eletromiográfico durante o tempo total de registro.

- **Frequência média máxima ($Fmd_{m\acute{a}x.}$)** – valor máximo de frequência média alcançada durante o registro.
- **RMS limiar ($RMS_{lim.}$)** – valor RMS no tempo limiar.
- **Frequência média limiar ($Fmd_{lim.}$)** – valor de frequência média no tempo limiar.

Para a determinação do limiar eletromiográfico de fadiga, os traçados de cada voluntário foram impressos e dispostos de forma aleatória, ou seja, sem identificação dos grupos, e suas curvas sofreram posterior análise por dois examinadores.

3.2.4. Análise dos Dados e Estatística

Depois de coletados e armazenados, os dados foram tabulados de acordo com as variáveis e grupos estudados para análise estatística descritiva através do programa de computador Sigma Stat 32 (Jandel Corporation). Para comparação entre as médias utilizou-se o teste de Análise de Variância – ANOVA, para um fator seguido do teste de comparação múltipla de Tukey, quando o resultado era significativo. Nos casos em que o teste de Kolgomorov Smirnov mostrava que a distribuição dos dados não era normal, era empregado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, seguido, no caso de resultado significativo o teste de Dunn para comparação múltipla. Em todos os casos adotou-se o nível de significância $p < 0,05$.

4. RESULTADOS

4.1. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Durante a realização dos testes de preensão manual ocorreram problemas de ordem técnica que justificaram a exclusão destes resultados do estudo. Desta forma, alguns poucos voluntários tiveram apenas um dos testes válidos, determinando uma diferente distribuição dos indivíduos estudados nas duas situações de carga de trabalho, 30% e 50%, respectivamente. Por estas razões, as características da amostra estão mostradas nas tabelas 1 (teste com 30% da CVM) e 2 (teste com 50% da CVM).

Tabela 1 - Médias e desvios padrão segundo as variáveis idade, peso, estatura, índice de massa corporal (IMC) e contração voluntária máxima (CVM), para o grupo de indivíduos que usou 30% da CVM.

Variáveis	Controle (n=16)	SP 1 (n=13)	SP 2 (n=11)	“ANOVA”
Idade (anos)	22,313 ± 2,522	22,385 ± 3,820	23,636 ± 3,042	0,318*
Peso (Kg)	68,050 ± 7,467 ^{ab}	85,962 ± 5,833 ^a	107,918 ± 12,706 ^b	p< 0,001 *
Estatura (m)	1,762 ± 0,0472	1,775 ± 0,0382	1,795 ± 0,0599	0,222
IMC (Kg/m ²)	21,856 ± 1,582 ^{ab}	27,272 ± 1,139 ^{ac}	33,401 ± 2,773 ^{bc}	p< 0,001
CVM (Kgf)	51,375 ± 6,946	54,462 ± 7,287	54,909 ± 8,348	0,398

Nível de significância p<0,05.

^aDenota diferença entre os grupos C e SP1

^bDenota diferença entre os grupos C e SP2

^cDenota diferença entre os grupos SP1 e SP2

*Kruskal-Wallis

Os resultados revelam que em ambas as modalidades de teste, os indivíduos componentes da amostra apresentaram o mesmo resultado, ou seja, o peso e o IMC foram as variáveis que apresentaram diferenças significantes, caracterizando a existência de três grupos antropometricamente distintos.

Tabela 2 - Médias e desvios padrão segundo as variáveis idade, peso, estatura, índice de massa corporal (IMC) e contração voluntária máxima (CVM), para o grupo de indivíduos que usou 50% da CVM.

Variáveis	Controle (n=16)	SP 1 (n=15)	SP 2 (n=12)	“ANOVA”
Idade (anos)	21,688 ± 2,626	22,533 ± 3,482	23,583 ± 2,906*	0,189
Peso (Kg)	68,556 ± 7,450 ^{ab}	84,187 ± 6,565 ^{ac}	107,725 ± 12,134 ^{bc}	p< 0,001
Estatura (m)	1,768 ± 0,0428	1,763 ± 0,0420	1,793 ± 0,0576	0,221
IMC (Kg/m ²)	21,862 ± 1,587 ^{ab}	27,065 ± 1,465 ^{ac}	33,427 ± 2,646 ^{bc}	p< 0,001
CVM (Kgf)	52,250 ± 5,544	54,933 ± 7,639	55,417 ± 8,152	0,433

Nível de significância p<0,05.

^aDenota diferença entre os grupos C e SP1

^bDenota diferença entre os grupos C e SP2

^cDenota diferença entre os grupos SP1 e SP2

*Kruskal-Wallis

4.2. TESTE DE PREENSÃO MANUAL COM CARGA DE 30% DA CVM

Quando o teste foi realizado com carga de 30% da CVM, os valores de RMS máximo, tempo total e tempo de resistência pós-limiar mostraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos com p=0,013, p=0,001 e p=0,025, respectivamente (Tabela 3).

Quando foram feitas comparações múltiplas entre os pares, as medianas dos valores RMS_{máx} e T_{tot}-T_{lim}, mostraram diferença estatística apenas entre os grupos controle e

sobrepeso grau II. Com relação ao T_{tot} esta diferença foi observada entre os grupos controle e sobrepeso grau I e entre o controle e o sobrepeso grau II (tabela 3).

Tabela 3 - Médias e Desvios Padrão dos valores de RMS máximo, frequência média máxima, tempos totais e tempos limiares, e valores RMS e frequência média no limiar eletromiográfico da fadiga muscular, utilizando 30% da CVM.

Variáveis	Controle (n=16)	SP 1 (n=13)	SP 2 (n=11)	“ANOVA”
Fmd _{lim 30%} (Hz)	92,206 ± 19,389	100,105 ± 24,294	102,180 ± 25,234	0,478
Fmd _{Max 30%} (Hz)	116,508 ± 20,258	119,665 ± 22,332	125,475 ± 21,045	0,561
RMS _{lim 30%} (μV)	103,951 ± 45,790	87,764 ± 48,663	73,615 ± 34,255	0,123*
RMS _{max 30%} (μV)	188,012 ± 77,601 ^b	142,279 ± 102,523	118,206 ± 61,446 ^b	0,013*
T _{lim 30%} (s)	130,375 ± 49,154	111,231 ± 36,097	99,091 ± 29,616	0,142
T _{lim%}	63,875 ± 16,374	70,385 ± 12,454	70,636 ± 15,507	0,399
T _{tot 30%} (s)	199,554 ± 37,897 ^{ab}	158,732 ± 44,172 ^a	140,554 ± 37,135 ^b	0,001
T _{tot-Tlim 30%} (s)	69,179 ± 29,096 ^b	47,502 ± 25,915	41,463 ± 25,167 ^b	0,025

Nível de significância $p < 0,05$.

^aDenota diferença entre os grupos C e SP1

^bDenota diferença entre os grupos C e SP2

^cDenota diferença entre os grupos SP1 e SP2

*Kruskal-Wallis

Os valores de frequência média máxima e os valores de frequência média limiar mostraram-se mais elevados quanto maior era o índice de massa corporal. No entanto, a diferença entre os grupos não foi estatisticamente significativa (Tabela 3).

A tabela 3 mostra que as médias do tempo limiar foram maiores no grupo controle quando comparado aos demais, porém não houve diferença estatisticamente significativa entre elas ($p=0,142$).

Ainda na tabela 3, as médias dos valores RMS limiar mostraram uma diminuição nos grupos de sobrepeso quando comparados ao grupo controle, no entanto esta diferença não foi estatisticamente significativa ($p=0,123$).

4.3. TESTE DE PREENSÃO MANUAL COM CARGA DE 50% DA CVM

Na realização do teste com carga de 50% da CVM, apenas a variável tempo limiar apresentou diferença estatisticamente significativa ($p=0,014$) como mostrado na tabela 6. Quando foram realizadas comparações múltiplas entre as os pares, as médias dos valores para esta variável mostrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos controle e sobrepeso grau 1, e entre os grupos controle e sobrepeso grau 2.

Nesta fase do registro eletromiográfico, os valores RMS máximo e limiar, apesar de demonstrarem a mesma tendência de queda nos grupos de sobrepeso, não apresentaram diferença estatística significativa entre os grupos (tabela 4).

Tabela 4 - Médias e Desvios Padrão dos valores RMS máximo e frequência média máxima, tempos totais e tempos limiares, e valores RMS e de frequência média no limiar eletromiográfico da fadiga muscular, utilizando 50% da CVM.

Variáveis	Controle (n=16)	SP I (n=15)	SP II (n=12)	“ANOVA”
Fmd _{lim 50%} (Hz)	87,816 ± 12,858	93,557 ± 20,027	98,033 ± 23,731	0,367
Fmd _{máx 50%} (Hz)	116,480 ± 13,605	116,289 ± 18,472	125,923 ± 21,457	0,390*
RMS _{lim 50%} (μV)	172,068 ± 75,451	145,102 ± 52,183	141,002 ± 68,292	0,409*
RMS _{máx 50%} (μV)	239,731 ± 90,376	206,102 ± 87,162	210,391 ± 92,231	0,270*
T _{lim 50%} (s)	42,375 ± 7,013 ^{ab}	33,067 ± 10,925 ^a	32,833 ± 11,101 ^b	0,014
T _{lim%} (%T _{tot})	66,063 ± 10,440	59,067 ± 14,260	58,417 ± 9,110	0,150
T _{total 50%} (s)	65,417 ± 13,931	55,573 ± 9,089	56,700 ± 20,122	0,138
T _{tot-Tlim} (s)	23,042 ± 10,487	22,507 ± 8,822	23,867 ± 11,241	0,942

Nível de significância $p<0,05$.

^aDenota diferença entre os grupos C e SP1

^bDenota diferença entre os grupos C e SP2

^cDenota diferença entre os grupos SP1 e SP2

*Kruskal-Wallis

As variáveis $Fmd_{m\acute{a}x}$ e $Fmd_{l\acute{i}m}$ não mostraram diferença estatística entre os grupos, apesar do grupo de sobrepeso apresentar sempre valores mais elevados (Tabela 4).

As médias dos tempos totais foram mais elevadas no grupo controle, embora as diferenças entre as médias não tivessem significância estatística ($p=0,138$).

5. DISCUSSÃO

Neste trabalho foram estudados três grupos de homens jovens, hígidos, estratificados pelo IMC. Não encontramos na literatura nenhum trabalho relacionando o limiar eletromiográfico de fadiga muscular com as dimensões corporais, daí a dificuldade encontrada para realizar a confrontação dos resultados obtidos.

Foi observado em todos os grupos estudados, tanto nos que utilizaram carga de trabalho de 30% da CVM quanto nos que utilizaram carga 50% da CVM, variações simultâneas dos valores de RMS e da frequência média, estando de acordo com outros estudos já realizados (PETROFSKY et al., 1982; LARSSON et al., 1996).

Vários estudos têm mostrado que uma contração muscular isométrica, voluntária, mantida com carga maior que 20% da CVM resulta em uma compressão da distribuição espectral de frequência do sinal eletromiográfico em direção a frequências mais baixas (LINDSTRÖM; MAGNUSON; PETERSEN, 1970; BIGLAND-RITCHIE; DONOVAN; ROUSSOS, 1981; BROMAN; BILOTO; DE LUCA, 1985) condição também evidenciada neste estudo.

Além da frequência média, utilizada neste trabalho, muitos autores também referem o uso da frequência mediana como critério para determinação do limiar de fadiga muscular, sem contudo existir grandes diferenças entre estas abordagens (PETROFSKY et al., 1982; DE LUCA; SABBAHI; ROY, 1986; WILLIAMS; SHARMA; BILODEAU, 2002).

De acordo com Potvin (1997), a diminuição da frequência média associada com a fadiga muscular pode ser decorrente de um alongamento temporal da forma de onda do potencial de unidade motora, devido ao aumento nos níveis de lactato e/ou deficiência da bomba iônica e um subsequente decréscimo na velocidade de condução da fibra muscular.

No entanto, conforme referem Yao, Fuglevand e Enoka (2000) a maioria dos trabalhos consideram o fenômeno da sincronização das unidades motoras como uma explicação mais plausível para o fato.

Com a utilização da carga de 30% da CVM, os valores encontrados para o tempo total (tempo de exaustão) dos indivíduos do grupo controle, foram semelhantes aos valores obtidos por Nagle, Seals e Hanson (1988) durante teste de preensão manual utilizando carga e condições semelhantes.

O tempo total do teste de preensão manual é um importante indicador da tolerância muscular à fadiga sendo inversamente proporcional à intensidade relativa do esforço conforme demonstraram West et al. (1995).

Nossos resultados também comprovaram que quanto maior a carga usada para realização da contração muscular sustentada, menor foi o tempo de sustentação desta carga. Assim os tempos totais foram menores nos testes de preensão com 50% da CVM do que com 30% da CVM.

Outro aspecto a ressaltar foi a maior tolerância para manutenção da carga durante o teste de preensão manual nos indivíduos do grupo controle, com menores índices de massa corpórea, principalmente com a utilização da carga de 30% da CVM.

Tanner et al. (2002) observaram que indivíduos com menores índices de massa corporal, quando comparados com indivíduos obesos, apresentaram percentuais significativamente maiores de fibras musculares do tipo I ($54,6 \pm 1,8$ vs. $41,5 \pm 1,8$) e percentuais menores de fibras musculares do tipo IIB ($14,4 \pm 1,5$ vs. $25,1 \pm 1,5$). O IMC também apresentou uma correlação positiva com o percentual de fibras musculares do tipo IIB ($r=0,49$; $p<0,001$).

Kern, Simsolo e Fournier (1999) informaram que apesar de não ter sido observada nenhuma mudança nas proporções dos tipos de fibras musculares após a perda de peso em

indivíduos obesos, foram constatados aumentos na capacidade oxidativa e na densidade capilar em todos os tipos de fibras nos indivíduos por eles estudados.

O tempo limiar, identificado neste trabalho como o momento em que ocorrem mudanças simultâneas nos padrões eletromiográficos (diminuição da frequência média e elevação da amplitude RMS), mostrou diferença estatística quando os indivíduos foram submetidos à carga de 50% da CVM, mas não com 30% da CVM. A baixa oferta de oxigênio, decorrente de um suprimento sanguíneo insuficiente, pode ser uma explicação para esta constatação, já que com carga de 30% da CVM todos os grupos apresentaram latências mais longas para atingir o limiar.

Sjögaard et al. (1988) observaram que o fluxo sanguíneo no músculo quadríceps femoral é bastante restrito a 15% da CVM e é quase zero a 50% da CVM e que a restrição ao fluxo sanguíneo muscular varia entre diferentes músculos e dentro de um mesmo músculo.

Embora as características do fluxo sanguíneo nos grupos musculares envolvidos no teste de preensão manual ainda não estejam definitivamente demonstradas, as respostas fisiológicas encontradas nos testes de esforço, sugerem que não devem diferir muito de outros músculos já estudados sob este aspecto (FONTANA et al., 1993; LARSSON et al., 1996).

O período pós-limiar ($T_{\text{tot}} - T_{\text{lim}}$) denotou diferença significativa somente quando o teste de preensão foi realizado com carga de 30% da CVM. Da mesma maneira que a encontrada com os resultados dos tempos totais, o período pós-limiar foi maior no grupo controle e menor no grupo de sobrepeso grau II, sendo esta diferença significativa.

Este período reflete a capacidade de manter a contração muscular antes de atingir a exaustão, embora os primeiros sinais eletromiográficos de fadiga já estejam presentes a partir do tempo limiar. Isto sugere que em condições de anaerobiose parcial e com progressivo acúmulo de metabólitos, devido à troca das unidades motoras mais fásicas e de metabolismo preponderantemente glicolítico por unidades motoras mais tônicas e de metabolismo

preponderantemente oxidativo, os indivíduos do grupo controle mostraram maior tolerância ao exercício.

Com o aumento da carga para 50% da CVM, as unidades motoras passam a ser recrutadas em maior número para atender as novas necessidades de produção de trabalho físico e a capacidade fisiológica inerente de suas fibras musculares passa a ser insuficiente para manter o metabolismo energético por períodos mais prolongados (HENNEMAN; SOMJEM; CARPENTER, 1965).

Glass et al. (1998) e Hug et al. (2003) determinaram os limiares eletromiográficos de fadiga muscular utilizando cicloergometria e registrando a atividade elétrica em músculos dos membros inferiores. Neste trabalho foi evidenciada uma boa correlação entre o limiar eletromiográfico de fadiga com o primeiro limiar ventilatório.

No único trabalho que estudou os limiares eletromiográficos de fadiga (tempo limiar) dos músculos flexores do punho e dos dedos, associando com as respostas fisiológicas encontradas durante experimento de ergoespirometria, Hug et al. (2004) observaram que os sinais eletromiográficos da fadiga muscular eram acompanhados por aumentos não lineares na ventilação (limiar ventilatório). Porém, diferentemente do nosso estudo, o critério utilizado para a definição do limiar eletromiográfico foi ou a súbita inclinação para baixo na curva da frequência mediana ou a elevação da curva de energia de baixa frequência, ou ambos.

Hug et al. (2004) submeteram os indivíduos a cargas de 50% da CVM e também calcularam o tempo total de prova. Apesar da amostra deste estudo envolver também mulheres e possuir uma média de idade de 36 anos, seus resultados para o limiar eletromiográfico de fadiga mostraram semelhanças quando comparados aos nossos resultados do grupo controle.

Estes autores relacionaram o momento de ocorrência do limiar eletromiográfico com o momento em que era registrado o primeiro limiar ventilatório, ou seja, quando a curva do

equivalente ventilatório de oxigênio (VE/VO_2) começa a se elevar e não pára mais de crescer. Esta definição feita por Wasserman e McIlroy (1964), representa o momento em que o metabolismo anaeróbio começa a participar de forma importante para a manutenção do metabolismo energético.

No entanto, um segundo momento é identificado durante o registro ventilatório em que a curva do equivalente ventilatório do dióxido de carbono (VE/VCO_2) começa a crescer exponencialmente, denominado de segundo limiar ventilatório ou ponto de compensação respiratória como demonstraram vários autores (RIBEIRO, 1995).

Ao se considerar as curvas do trabalho de Hug et al. (2004), o tempo total do teste de preensão manual ou tempo de exaustão, não parece se relacionar com o segundo limiar ventilatório, ficando o significado deste aspecto para futura investigação.

6. CONCLUSÕES

As diferenças de dimensão corporal, definidas pelo Índice de Massa Corporal, interferem na tolerância fisiológica durante o teste de preensão manual, sendo observado melhor desempenho no grupo controle que nos grupos com sobrepeso SP1 e SP2;

O critério utilizado para definir o limiar eletromiográfico de fadiga permitiu seu reconhecimento com cargas de 30% e 50% da CVM;

A amplitude relativa da carga de trabalho utilizada se relaciona inversamente com o tempo total do teste de preensão, ou seja, com o tempo fisiológico para atingir a exaustão dos músculos envolvidos;

Com carga de 30% da CVM, os valores do tempo total e do período pós-limiar do teste de preensão manual mostraram uma tendência hierárquica oxidativa entre os grupos, sendo $C > SP1 > SP2$;

As diferenças entre os grupos para o limiar eletromiográfico de fadiga somente foram observadas para cargas de 50% da CVM, nível de esforço no qual não foram observadas diferenças nas demais variáveis do teste de preensão manual.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BIGLAND-RITCHIE, B.; DONOVAN, E. F.; ROUSSOS, C. S. Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *J. Appl. Physiol.*, v. 51, p. 1300-1305, 1981.
2. BROMAN, H.; BILOTO, G.; DE LUCA, C. J. Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. *J. Appl. Physiol.*, v. 58, p. 1428-1437, 1985.
3. CHILIMA, D. M.; ISMAIL, S. J. Nutrition and handgrip strength of older adults in rural Malawi. *Public Health Nutr.*, v. 4, n. 1, p.7-11, 2001.
4. DE LUCA, C. J. Control properties of motor units. *J. Exp. Biol.*, v. 115, p. 125-136, 1985.
5. DE LUCA, C. J.; SABBAHI, M. A.; ROY, S. H. Median frequency of the myoelectric signal – Effects of hand dominance. *Eur. J. Appl. Physiol.*, v. 55, p. 457-464, 1986.
6. DE VRIES, H. A. Efficiency of electrical activity as a physiological measure of the functional state of muscle tissue. *Am. J. Phys. Med.*, v. 47, p. 10-22, 1968.
7. DEFORCHE, B.; LEFEVRE, J.; DE BOURDEAUDHUIJ, I.; HILLS, A. P.; DUQUET, W.; BOUCKAERT, J. Physical fitness a physical activity in obese and nonobese Flemish youth. *Obes. Res.*, v. 11, n. 3, p. 434-441, 2003.
8. FITTS, R. H. Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiol. Rev.*, v. 74, p. 49-94, 1994.
9. FONTANA G.A., PANTALEO T., BONGIANNI F., CRESCI F., MANCONI R., PANUCCIO P. Respiratory and cardiovascular responses to static handgrip exercise in humans. *J. Appl. Physiol.* v. 75, n. 6, p. 2789-2796, 1993.
10. FOSS, M. L.; KETAYIAN, S. J. *Fox: bases fisiológicas do exercício e do esporte*. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

11. GLASS, S. C.; KNOWLTON, R. G.; SANJABI, P. B.; SULLIVAN, J. J. Identifying the integrated electromyographic threshold using different muscles during incremental cycling exercise. *J. Sports Med. Phys. Fitness*, v. 38, p. 47-52, 1998.
12. GREEN, H. J. Mechanisms of muscle fatigue in intense exercise. *J. Sports Sci.*, v. 15, p. 247-256, 1997.
13. HANON, C.; THEPAUT-MATHIEU, C.; HAUSSWIRTH, C.; LE CHEVALIER, J. M. Electromyogram as an indicator of neuromuscular fatigue during incremental exercise. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, v. 78, n. 4, p. 315-323, 1998.
14. HENNEMAN, E.; SOMJEN, G.; CARPENTER, D. O. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *J. Neurophysiol.*, v. 28, p. 560-580, 1965.
15. HOUSH, T. J.; DE VRIES, H. A.; JOHNSON, G. O.; HOUSH, D. J.; EVANS, S. A.; STOUT, J. R.; EVETOVICH, T. K.; BRADWAY, R. M. Electromyographic fatigue thresholds of the superficial muscles of the quadriceps femoris. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, v. 71, n. 2-3, p. 131-6, 1995.
16. HUG, F.; FAUCHER, M.; KIPSON, N.; JAMMES, Y. EMG signs of neuromuscular fatigue related to the ventilatory threshold during cycling exercise. *Clin. Physiol. Funct. Imaging*, v. 23, n. 4, p. 208-214, 2003.
17. HUG, F.; FAUCHER, M.; MARQUESTE, T.; GUILLOT, Ch.; KIPSON, N.; JAMMES, Y. Electromyographic signs of neuromuscular fatigue are concomitant with further increase in ventilation during static handgrip. *Clin. Physiol. Funct. Imaging*, v. 24, p. 25-32, 2004.
18. HULENS, M.; VANSANT, G.; LYSSENS, R.; CLAESSENS, AL.; MULS, E. Exercise capacity in lean versus obese women. *Scand. J. Med. Sci. Sports.*, v. 11, n. 5, p. 305-309, 2001.
19. IYER, M. B.; MITZ, A. R.; WINSTEIN, C. Centros Inferiores. In: COHEN, HELEN. *Neurociência para fisioterapeutas*. 2. ed. São Paulo: Manole, 2001, p. 209-242.
20. JURELL, K. C. Surface EMG and fatigue. *Electromyography*, v. 9, n. 6, p. 933-947, 1998.
21. KADEFORS, R.; KAISER, E.; PETERSEN, I. Dynamic spectrum analysis of myo-potentials with special reference to muscle fatigue. *Electromyography*, v. 8, p. 39-73, 1968.

22. KATOH, J.; HARA, Y.; KURUSU M.; MARUTAKI, K. Evaluations of physical fitness on cycle ergometer in obese patients. *J. Phys. Ther. Sci.*, v. 7, p. 53-55, 1995.
23. KERN, P.A.; SIMSOLO, R.B.; FOURNIER, M. Effect of weight loss on muscle fiber type, fiber size, capillarity, and succinate dehydrogenase activity in humans. *J. Clin. Endocrinol. Metab.*, v. 84, n. 11, p. 4185-4190, 1999.
24. LARSSON, S.; ZHANG, Q; LARSSON, R.; CAI, H.; ÖBERG, P.A. Single-fibre laser Doppler flowmetry and electromyography for evaluating microcirculation in forearm muscle during static and continuous handgrip contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.* v. 73, p. 219-224, 1996.
25. LINDSTRÖM, L.; MAGNUSSON, R.; PETERSEN, I. Muscle fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography*, v. 10, p. 341-356, 1970.
26. MARINOV, B.; KOSTIANEV, S.; TURNOVSKA, T. Ventilatory efficiency and rate of perceived exertion in obese and non-obese children performing standardized exercise. *Clin. Physiol. Funct. Imaging*, v. 22, n. 4, p. 254-260, 2002.
27. MATSUMOTO, T.; ITO, K.; MORITANI, T. The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in college women. *J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* v. 63, n. 1, p. 1-5, 1991.
28. MC ARDLE, W.; KATCH, F.; KATCH, V. *Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano*. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.
29. MOREIRA, D.; GODOY, J. R. P.; SILVA JÚNIOR, W. Estudo sobre a realização da preensão palmar com a utilização do dinamômetro: considerações anatômicas e cinesiológicas. *Fisioter. Bras.*, v. 2, n. 5, p. 295-300, 2001.
30. MORITANI, T.; TAKAISHI, T.; MATSUMOTO, T. Determination of maximal power output at neuromuscular fatigue threshold. *J. Appl. Physiol.*, v. 74, n. 4, p. 1729-1734, 1993.
31. NAGLE, F.J.; SEALS, D.R; HANSON, P. Time to fatigue during isometric exercise using different muscle masses. *Int. J. Sports Med.*, v. 9, n. 5, p. 313-315, 1988.

32. PAVLAT, D. J.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; ECKERSON, J. M. Electromyographic responses at the neuromuscular fatigue threshold. *J. Sports Med. Phys. Fitness*, v. 35, n. 1, p. 31-37, 1995.
33. PAVLAT, D. J.; HOUSH, T. J.; JOHNSON, G. O.; SCHMIDT, R. J.; ECKERSON, J. M. An examination of the electromyographic fatigue threshold test. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, v. 67, n. 4, p. 305-308, 1993.
34. PETROFSKY, J. S.; GLASSER, R. M.; PHILIPS, C. A.; LIND, A. R.; WILLIAMS, C. Evaluation of the amplitude and frequency components of the surface EMG as an index of muscle fatigue. *Ergonomics*, v. 25, p. 213-223, 1982.
35. PIETERSE, S.; MANANDHAR, M.; ISMAIL, S. The association between nutritional status and handgrip strength in older Rwandan refugees. *Eur. J. Clin. Nutr.*, v. 56, p. 933-939, 2002.
36. PORTNEY, L. Eletromiografia e testes de velocidade de condução nervosa. In: O'SULLIVAN, S. *Fisioterapia: avaliação e tratamento*. 4. ed. São Paulo: Manole, 2004, p. 183-223.
37. POTVIN, J. R. Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *J. Appl. Physiol.*, v. 82, n. 1, p. 144-151, 1997.
38. POWERS, S. K.; HOWLEY, E. T. *Fisiologia do Exercício: teoria e aplicação ao condicionamento físico e ao desempenho*. 3. ed. São Paulo: Manole, 2000.
39. RIBEIRO, J. P. Limiares metabólicos e ventilatórios durante o exercício. Aspectos fisiológicos e metodológicos. *Arq. Bras. Cardiol.* v. 64, n. 2, p. 171-181, 1995.
40. SADOYAMA, T.; MIYANO, H. Frequency analysis of surface EMG to evaluation of muscle fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* v. 47, n. 3, p. 239-246, 1981.
41. SAHLIN, K. Metabolic factors in fatigue. *Sports Med.*, v. 13, n. 2, p. 99-107, 1992.
42. SALMONS, S.; SRÉTER, F. A. Significance of impulse activity in the transformation of skeletal muscle type. *Nature*, v. 263, n. 2, p. 30-34, 1976.

43. SJÖGAARD, G.; SAVARD, G.; JUEL, C. Muscle blood flow during isometric activity and its relation to muscle fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, v. 57, n. 3, p. 327-335, 1988.
44. TANNER, C.J.; BARAKAT, H.A.; DOHM, G.L.; PORIES, W.J.; MAC DONALD, K.G.; CUNNINGHAM, P.R.G.; SWANSON, M.S.; HOUMARD, J.A. Muscle fiber type is associated with obesity and weight loss. *Am. J. Physiol. Endocrinol. Metab.*, v. 282, p. E1191-1196, 2002.
45. U.S. DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES. *Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives*. National Institute for Occupational Safety and Health, 1992.
46. VITASALO, J. T.; KOMI, P. V. Signal characteristics during fatigue. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, v. 37, p. 111-121, 1977.
47. WASSERMAN, K.; McILROY, M. B. Detecting the threshold of anaerobic metabolism. *Am. J. Cardiol.*, v. 14, p. 844-852, 1964.
48. WEST, W.; HICKS, A.; CLEMENTS, L.; DOWLING, J. The relationship between voluntary electromyogram, endurance time and intensity of effort in isometric handgrip exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.*, v. 75, p. 301-305, 1995.
49. WILLIAMS, D.M.; SHARMA, S.; BILODEAU, M. Neuromuscular fatigue of elbow flexor muscles of dominant and non-dominant arms in health humans. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, v. 12, p. 287-294, 2002.
50. WORLD HEALTH ORGANIZATION. *Physical status: The use and interpretation of anthropometry*. Geneva, Switzerland: World Health Organization, 1995.
51. YAO, W.; FUGLEVAND, A. J.; ENOKA, R. M. Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. *J. Neurophysiol.*, v. 83, p. 441-452, 2000.

8. ANEXOS

ANEXO I – TERMO DE CONCENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIMENTO PARA PARTICIPAÇÃO EM ESTUDO

TÍTULO: Limiar eletromiográfico da fadiga muscular em homens com peso normal e com sobrepeso.

PESQUISADORA: Antonietta Cláudia Barbosa Maurício da Fonseca

Telefones: (81) 3463.0826 / 9968.7467

LOCAL DE ESTUDO: Laboratório de Fisiologia do Esforço da Faculdade Integrada do Recife. Endereço: Av. Abdias de Carvalho, 1678 - Madalena. Telefones: (81) 3227.8300 / 3227.8348

Este termo pode conter palavras que você não entenda. Pergunte ao pesquisador que o acompanha no estudo a respeito de qualquer dúvida.

Você receberá uma cópia deste termo de consentimento para seu registro.

DESCRIÇÃO DO ESTUDO

Este estudo constará de uma única entrevista onde, após aplicação de questionário, serão realizadas uma avaliação antropométrica (mensuração do peso e altura) e uma avaliação da força de preensão através de um dinamômetro (equipamento mecânico para avaliar a força dos músculos da mão). Em seguida um par de eletrodos, conectados ao eletromiógrafo (aparelho que registra atividade elétrica dos músculos), será posicionado no músculo flexor superficial dos dedos, e o indivíduo será solicitado a executar uma força equivalente a 30% e 50% da força de preensão máxima, o qual deverá manter o máximo de tempo possível.

RISCOS E DESCONFORTOS

A princípio não existem riscos, pois serão utilizados instrumentos de coleta amplamente utilizados para fins diagnósticos. Contudo, caso algum voluntário apresente sensação de desconforto durante o teste, haverá interrupção imediata da prova.

BENEFÍCIOS DO ESTUDO

O uso da eletromiografia de superfície para definição do limiar de fadiga metabólica apresenta ainda a vantagem de informar a situação fisiológica de um músculo particular, antes mesmo que os sinais gerais de fadiga se expressem. Este estudo poderá servir de base para outros estudos, como também na diferenciação da prescrição de exercícios para indivíduos com diferentes índices de massa corpórea.

CONFIDENCIALIDADE

As informações obtidas através deste estudo serão tratadas rigorosamente com confiabilidade. Os resultados desta pesquisa serão divulgados publicamente, entretanto, a sua identidade jamais será revelada.

PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA/RETIRADA:

A sua participação neste estudo é voluntária. Você poderá, a qualquer momento, recusar-se em participar desta pesquisa.

CONSENTIMENTO

Li e entendi as informações precedentes, e todas as minhas dúvidas em relação ao estudo e minha participação foram respondidas. Dou livremente o meu consentimento para que eu participe do estudo até que decida o contrário.

Assinando este termo de consentimento concordo em participar deste estudo e não abro mão, na condição de responsável, de nenhum dos direitos legais que eu teria de outra forma.

_____	_____	_____
Nome do Voluntário	Assinatura do Voluntário	Data
_____	_____	_____
Nome da Testemunha	Assinatura da Testemunha	Data
_____	_____	_____
Nome da Testemunha	Assinatura da Testemunha	Data
_____	_____	_____
Nome do Investigador	Assinatura do Investigador	Data

ANEXO II – INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS

Pesquisa: “Limiar eletromiográfico da fadiga muscular em homens com peso normal e com sobrepeso”.

Formulário nº _____

Data da avaliação: ____/____/____. Horário da avaliação: _____.

Nome: _____

Tel: _____ Celular: _____ Idade: _____ Peso: _____ Altura: _____ IMC: _____ P.A. _____ ocupação: _____.

Realiza alguma atividade esportiva regular? ☐ Não ☐ sim. Se sim, qual? _____ Que frequência? ☐ 1x/sem. ☐ 2x/sem. ☐ 3x/sem. ☐ 4x/sem. ☐ Mais de 4x/sem. ☐ Outros _____

Há quanto tempo vem realizando atividade física regular? _____

Sofreu alguma mudança significativa de peso nos últimos 2 anos? ☐ Não ☐ sim. Há quanto tempo mantém o peso atual? _____

Está seguindo algum tipo de dieta ou restrição calórica? ☐ Não ☐ sim Dominância: ☐ destro ☐ canhoto ☐ ambidestro

Tabagismo: ☐ não ☐ sim

Alcoolismo: ☐ não ☐ sim

Você já teve ou têm alguma doença cardio-respiratória? ☐ Não ☐ sim

Você apresentou ou apresenta alguma doença músculo esquelética: ☐ não ☐ sim

Está fazendo uso de algum medicamento? ☐ Não ☐ sim _____

A última refeição foi realizada de forma habitual? ☐ Não ☐ sim. A que horas? _____

MEDIÇÃO DA CONTRAÇÃO VOLUNTÁRIA MÁXIMA

1ª Tentativa	2ª Tentativa	3ª Tentativa	4ª Tentativa	5ª Tentativa

30% CVM	Tempo 30%	50% CVM	Tempo 50%