

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDRINA
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

Hugo Maxwell Pereira

**LIMIAR DE FADIGA ELETROMIOGRÁFICO,
PERCEPÇÃO DE ESFORÇO E INFLUÊNCIA DA
INTENSIDADE DE CONTRAÇÃO DURANTE A
ABDUÇÃO DO OMBRO**

Londrina

2009

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Hugo Maxwell Pereira

**LIMIAR DE FADIGA ELETROMIOGRÁFICO,
PERCEPÇÃO DE ESFORÇO E INFLUÊNCIA DA
INTENSIDADE DE CONTRAÇÃO DURANTE A
ABDUÇÃO DO OMBRO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação Associado em
Educação Física – UEM/UEL para obtenção
do título de Mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso

Londrina
2009

Hugo Maxwell Pereira

**LIMIAR DE FADIGA ELETROMIOGRÁFICO, PERCEPÇÃO DE
ESFORÇO E INFLUÊNCIA DA INTENSIDADE DE CONTRAÇÃO
DURANTE A ABDUÇÃO DO OMBRO**

Este exemplar corresponde à defesa de
Dissertação de Mestrado defendida por
Hugo Maxwell Pereira e aprovada pela
Comissão julgadora em:
17/12/2009.

Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso
Orientador

Londrina
2009

**Catálogo elaborado pela Divisão de Processos Técnicos da
Biblioteca Central da Universidade Estadual de Londrina.**

Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)

P436L Pereira, Hugo Maxwell.

Limiar de fadiga eletromiográfico, percepção de esforço e influência da intensidade de contração durante a abdução do ombro / Hugo Maxwell Pereira. – Londrina, 2009.

76 f. : il.

Orientador: Jefferson Rosa Cardoso.

Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Centro de Educação Física e Esporte, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2009.

Inclui bibliografia.

1. Eletromiografia – Ombro – Teses. 2. Ombro – Fadiga muscular – Teses. I. Cardoso, Jefferson Rosa. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Educação Física e Esporte. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. III. Universidade Estadual de Maringá. IV. Título.

CDU 615.8:796

COMISSÃO JULGADORA

Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso

Prof. Dr. Fábio Yuzo Nakamura

Prof. Dr. Alexandre Hideki Okano

Dedicatória

Aos meus pais pelo apoio incondicional nos meus objetivos pessoais e profissionais. A minha mãe Alice Maxwell Pereira, suas orações foram fundamentais para conclusão dessa fase. Meu pai Benedito Coutinho Pereira, seu exemplo como pessoa foi essencial para me dar estabilidade. Devo tudo que tenho a essa família maravilhosa que sempre esteve ao meu lado, espero um dia poder recompensar todo investimento feito em mim.

Agradecimentos

Esse trabalho só foi possível devido à ajuda do Fisioterapeuta Gleyson Regis Vitti Stabile e dos alunos do curso de fisioterapia Alan Leonardo Zamariola Eis e do curso de educação física Ricardo Santos Oliveira.

Ao fisioterapeuta e mestre Marcio Massao Kawano pela iniciativa em conduzir um estudo sobre limiar de fadiga eletromiográfico na articulação do ombro.

Ao prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso por ter me despertado o interesse pela pesquisa, ter sido meu orientador desde a graduação, ter me selecionado para ser seu aluno de mestrado e me confiado alguns dos estudos do laboratório. Tenho enorme gratidão por ter me proporcionado oportunidades profissionais e acadêmicas.

Ao Prof. Dr. Fabio Yuzo Nakamura do Centro de Educação Física por me iniciar nos estudos sobre mecanismos de fadiga além das dicas para condução dessa dissertação. A todas as pessoas que frequentam o seu laboratório, pois sempre me receberam bem quando precisei discutir assuntos relacionados à dissertação principalmente aos alunos Vinícius Flavio Milanez e Thiago Camata.

Ao prof. Dr. Taufik Abrão do Departamento de Engenharia Elétrica da UEL, pela ajuda com o programa MATLAB, essencial para as análises de dados.

As parceiras de mestrado Débora Alves Guariglia, Maryela de Oliveira Menacho e Duda Schiavoni pelas risadas, apoio e discussões para condução do trabalho. Em especial a minha irmã Ligia Maxwell Pereira pelo incentivo na conclusão do mestrado. Usando as palavras do amigo Bruno Moreira Silva, posso dizer a elas que assim como uma ANOVA de dupla entrada, houve uma interação significativa entre os fatores amizade e crescimento científico.

Ao fisioterapeuta e mestre Rodrigo Carregaro pelas sugestões nas análises de dados mesmo quando ele estava preparando as malas para mudar de cidade.

Ao meu amigo por mais de 20 anos, hoje professor de matemática, José Hermano, pelo apoio sempre que necessário na resolução dos problemas trigonométricos, equações polinomiais ou outros cálculos.

A todas as pessoas do grupo PAIFIT por proporcionar um bom ambiente de trabalho.

A todos os sujeitos que foram avaliados nesse trabalho por sua disponibilidade em voluntariamente participar do estudo. Ao fisioterapeuta e mestre Alexandre Henrique Nowotny pelo empréstimo da célula de carga.

A coordenação do programa de mestrado associado UEM/UEL em educação física pela compra dos eletrodos descartáveis essenciais para a coleta de dados. Considerando a necessidade de avaliação de quatro músculos em 24 sujeitos avaliados durante quatro dias, mais de 768 eletrodos foram utilizados, sem contar testes pilotos ou erros.

A CAPES pela bolsa de estudos para realização do mestrado.

PEREIRA, Hugo Maxwell. Limiar de fadiga eletromiográfico, percepção de esforço e influência da intensidade de contração durante a abdução do ombro. 2009. 76 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Centro de Educação Física. Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2009.

RESUMO

O estudo da fadiga envolve vários sistemas fisiológicos e apesar de existirem vários relatos sobre o tema ainda há controvérsias entre seus fatores determinantes. A presente dissertação teve a intenção de contribuir para o entendimento de técnicas e mecanismos sobre a fadiga durante a abdução isométrica no plano escapular em 24 indivíduos. Foram realizados dois estudos, o primeiro abordou o limiar de fadiga eletromiográfico (LF_{EMG}) que pode ser definido como a maior atividade física que pode ser sustentada sem aumento da atividade eletromiográfica. Para determinar essa variável é possível realizar os testes em dias distintos ou em um único dia. Assim o objetivo desse primeiro estudo foi verificar a concordância entre dois protocolos para determinar o LF_{EMG} . Para isso o LF_{EMG} dos músculos deltóide anterior (DA), deltóide médio (DM), deltóide posterior (DP) e trapézio superior (TRA) foram determinados. No primeiro protocolo, quatro cargas (20, 30, 40 50% da contração isométrica voluntária máxima) foram usadas em dias distintos em testes até a exaustão. No segundo protocolo as mesmas quatro cargas foram usadas dentro de um único dia. A concordância dos protocolos foi avaliada pelo teste de *Bland e Altman* e coeficiente de correlação intraclassa (CCI). Conclui-se que apesar de ser possível determinar o LF_{EMG} em um único dia e das medianas entre os protocolos serem próximas, parece que os resultados dos dois protocolos não são equivalentes. Também não há diferença entre o LF_{EMG} dos músculos DA, DP, DM e TRA. Já o segundo estudo teve a intenção de avaliar a influência de sistemas centrais e periféricos para a fadiga, pois ainda não se tem clareza da participação de cada um desses sistemas em atividades submáximas. Assim foram verificadas alterações na atividade eletromiográfica dos músculos DA, DM, DP e TRA além da percepção subjetiva de esforço durante a abdução do ombro em quatro cargas distintas (20, 30, 40 e 50% da contração isométrica voluntária máxima). Os resultados mostraram que há diferença significativa entre as inclinações da percepção do esforço subjetivo (PSE) conforme aumenta a intensidade do exercício. Contudo as inclinações tanto da frequência mediana quanto da *root mean square* (RMS) não apresentaram diferença estatisticamente significativa conforme aumento da intensidade do esforço. A conclusão do segundo estudo aponta para a não contribuição dos mecanismos periféricos como fatores responsáveis pelo aumento da PSE.

Descritores: Ombro; Eletromiografia; Percepção; Fadiga Muscular; Reprodutibilidade dos resultados

PEREIRA, Hugo Maxwell. Fatigue threshold, perceived exertion and influence of contraction intensity during arm abduction. 2009. 76 f. Master Dissertation (Master in Physical Education) – Centro de Educação Física. Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2009.

ABSTRACT

The study of fatigue involves different systems and despite many reports dealing with these issue there are still some controversial points to determine their factors. The present dissertation intended to contribute with these issue studying techniques and mechanisms related to the development of fatigue during isometric arm abduction in scapular plane in 24 subjects. Two studies were carried out, the first one studied the electromyographic fatigue threshold (EMG_{FT}) which is associated with the onset of neuromuscular fatigue. The determination of EMG_{FT} involves the rate of rises in EMG in different loads and these loads can be evaluated in different days or in a single day. The goal of this first study was to verify the agreement between two protocols used to determine the EMG_{FT} . The muscles anterior deltoid (AD), medium deltoid (MD), posterior deltoid (PD) and upper trapezius (UT) where evaluated to determine its EMG_{FT} . The subjects were evaluated in two different protocols, the first one consists of four loads (20, 30, 40 50% of maximum voluntary contraction) tested until exhaustion on four different days. The second protocol consisted in testing four loads in a single day. The agreement between them was evaluated by the Bland & Altman test and Intraclass Correlation Coefficient (ICC). The conclusion was that despite the possibility to determine EMG_{FT} in a single day it seems that the results between the protocols are no equivalent. Furthermore, there was no difference between the EMG_{FT} of AD, MD, PD and UT. The second study evaluated the influence of central and peripheral mechanism to fatigue development because the participation of each of these systems in a submaximal activity is not fully understood. Therefore, it was verified changes in the rating of perceived exertion (RPE) and electromyographic activity of the AD, MD, PD and UT in four different loads (20, 30, 40, and 50 % of the maximum voluntary contraction). The results presented that slope of RPE is statistically significant different between loads. However, there was no difference in the median frequency or the root mean square (RMS) slopes with increasing task intensity. It was found inflection points on RMS signals however, these points were not associated to task intensity increasing. The conclusion of this study suggests that feedback mechanisms are not responsible for the RPE increasing.

Key Words: Shoulder; Electromyography; Perception; Muscular Fatigue; Reproducibility of results

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Modelo proposto por Noakes.....	07
Figura 2 -	Modelo proposto por Marcora.....	08
Figura 3 -	Seqüência realizada para determinar o LF_{EMG}	31
Figura 4 -	Eficiência neuromuscular a 20%	35
Figura 5 -	Eficiência neuromuscular a 30%.....	35
Figura 6 -	Eficiência neuromuscular a 40%.....	35
Figura 7 -	Eficiência neuromuscular a 50%.....	35
Figura 8 -	Eficiência neuromuscular em único dia	36
Figura 9 -	Porcentagem do RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 20%.....	54
Figura 10	Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 20%.....	54
Figura 11	Porcentagem do RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 30%.....	55
Figura 12	Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 30%.....	55
Figura 13	Porcentagem do RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 40%.....	56
Figura 14	Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 40%.....	56
Figura 15	Porcentagem do RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 50%.....	57
Figura 16	Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 50%.....	57
Figura 17	Porcentagem do RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 20%.....	58
Figura 18	Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 20%.....	58
Figura 19	Porcentagem do RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 30%.....	59
Figura 20	Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 30%.....	59

Figura 21	Porcentagem do RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 40%.....	60
Figura 22	Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 40%.....	60
Figura 23	Porcentagem do RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 50%.....	61
Figura 24	Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 50%.....	61
Figura 25	Porcentagem do RMS em função da porcentagem do tempo para o músculo deltóide anterior	64
Figura 26	Porcentagem do RMS em função da porcentagem do tempo para o músculo deltóide médio.....	64
Figura 27	Porcentagem do RMS em função da porcentagem do tempo para o músculo deltóide posterior.....	64
Figura 28	Porcentagem do RMS em função da porcentagem do tempo para o músculo trapézio superior.....	64
Figura 29	Porcentagem da frequência mediana em função da porcentagem do tempo para o músculo deltóide anterior.....	65
Figura 30	Porcentagem da frequência mediana em função da porcentagem do tempo para o músculo deltóide médio.....	65
Figura 31	Porcentagem da frequência mediana em função da porcentagem do tempo para o músculo deltóide posterior.....	65
Figura 32	Porcentagem da frequência mediana em função da porcentagem do tempo para o músculo trapézio superior.....	65

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características da amostra.....	28
Tabela 2 - Porcentagem da CIVM obtida em cada um dos protocolos.....	33
Tabela 3 - Log da porcentagem da CIVM obtida em cada um dos protocolos.....	33
Tabela 4 - Valores de consistência interna entre os protocolos.....	34
Tabela 5 - Força durante a CIVM no movimento de abdução isométrica do ombro.....	35
Tabela 6 - Características da amostra	49
Tabela 7 - Localização do ponto de inflexão dividido por músculo e intensidade.....	62
Tabela 8 - Inclinações da percepção de esforço conforme intensidade.....	66
Tabela 9 - Inclinações das retas de RMS conforme intensidade.....	66
Tabela 10 - Inclinações das retas de FMD conforme intensidade.....	66

SUMÁRIO

1. APRESENTAÇÃO DO PROJETO	01
2. REVISÃO DA LITERATURA	02
2.1. A articulação do ombro.....	02
2.2. A fadiga	03
2.3. A fadiga na articulação do ombro.....	08
2.4 O limiar de fadiga eletromiográfico.....	10
2.5 A percepção de esforço	13
2.6 Referências da revisão de literatura.....	16
3. ESTUDO 1	24
3.1. Resumo.....	24
3.2 Abstract	25
3.3. Introdução	26
3.4. Objetivos	27
3.4.1 Objetivo Geral	27
3.4.2 Objetivos Específicos.....	27
3.5 Hipóteses.....	27
3.6 Método.....	20
3.6.1 Participantes.....	28
3.6.2 Equipamentos e colocação de eletrodos.....	29
3.6.3 Testes de contração isométrica voluntária máxima.....	29
3.6.4 Primeiro protocolo de exaustão	30
3.6.5 Segundo protocolo de exaustão	30
3.6.6 Determinação do limiar de fadiga eletromiográfico	31
3.6.7 Calculo da eficiência neuromuscular.....	31
3.6.8 Análise estatística	32
3.7. Resultados	33
3.8. Discussão	36
3.9. Conclusão.....	39
3.10. Referencias.....	40
4. ESTUDO 2	45
4.1. Resumo.....	45

4.2. Abstract	46
4.3. Introdução	47
4.4. Objetivos	48
4.4.1 Objetivo geral.....	48
4.4.2 Objetivos específicos.....	48
4.5 Hipóteses	49
4.6. Método	49
4.6.1 Participantes	49
4.6.2. Equipamentos e colocação de eletrodos.....	50
4.6.3. Testes de contração isométrica voluntária máxima.....	50
4.6.4. Protocolo de exaustão	51
4.6.5. Processamento do sinal eletromiográfico e normalização pelo tempo	51
4.6.6. Análise estatística	52
4.7. Resultados.....	53
4.8. Discussão	67
4.9. Conclusão	70
4.10 Referências	71
5. ANEXOS	75
5.1 Parecer do Comitê de Ética.....	76

1. APRESENTAÇÃO DO PROJETO

O complexo do ombro envolve as articulações glenoumeral, escapulotorácica, acrômioclavicular e esternoclavicular. Esse sistema permite uma grande liberdade de movimento, contudo há a necessidade de um funcionamento adequado de estabilizadores estáticos e dinâmicos para manutenção da função articular. Um dos fatores que pode predispor uma instabilidade nessa articulação é a presença de fadiga, que em longo prazo pode levar a lesões do lábio da glenóide, cabo longo do bíceps e do manguito rotador.

Para avaliação do complexo articular do ombro um dos movimentos comumente utilizados é a abdução no plano escapular, portanto a influência da fadiga durante esse movimento deve ser investigada detalhadamente. O entendimento dos mecanismos de fadiga durante a abdução do ombro podem futuramente auxiliar a prescrição de exercícios para o membro superior. A possibilidade de realizar uma atividade sem a presença de fadiga ainda poderia melhorar o desempenho durante a mesma ou proporcionar um tratamento mais adequado em pessoas que apresentam uma disfunção dessa articulação.

O presente estudo avaliou o comportamento muscular durante uma atividade fatigante por meio do movimento de abdução do ombro e com isso, tentou elucidar alguns mecanismos fisiológicos envolvidos nessa atividade. Para isso, foi dividido em dois estudos: 1) Comparação de dois protocolos para avaliar o limiar de fadiga eletromiográfico durante abdução do ombro e 2) Influência da intensidade de contração na atividade elétrica muscular e percepção de esforço durante a abdução do ombro.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. A articulação do Ombro

O complexo do ombro é formado por uma cadeia de ossos e músculos que conecta a extremidade do membro superior ao tronco. Para uma análise completa dessa articulação quatro elementos precisam ser considerados: tórax, clavícula, escápula e úmero. A clavícula e escápula formam a cintura escapular, que apresenta maior amplitude de movimento em comparação com a cintura pélvica. Os movimentos das articulações esternoclavicular, acromioclavicular, glenoumeral e escapulotorácica contribuem para a grande amplitude de movimento dos membros superiores. Essas articulações permitem uma grande variedade de movimentos, desde a manipulação de objetos em uma mesa até o arremesso de uma bola em alta velocidade. A variedade de forças que o membro superior suporta é transmitida até o tronco pela musculatura que cruza essas articulações¹.

A análise de forças que atuam nesse segmento é complexa, primeiramente devido ao seu aspecto poliarticular. Outro fator complicador é a conexão da escápula com o tórax, fato esse que também possibilita movimentos em cadeia cinética fechada (quando a extremidade está fixa durante o movimento, como por exemplo, nos exercícios de apoio ou *push up*). Os músculos do complexo do ombro podem ser divididos, segundo van der Helm¹, em três grupos baseados na região topográfica: tóracoescapular, escápuloumeral e tóracoumeral. Ainda há a classificação de Saha² que divide os músculos em superficiais, intermediários ou profundos. Inman et al³ classificam os músculos em pivôs da escápula (serrátil, trapézio, rombóides e elevador da escápula), protetores glenoumerais (manguito rotador), posicionadores do úmero (deltóides) e propulsores (peitoral maior e grande dorsal).

Devido a sua grande amplitude de movimento a articulação do ombro necessita de outros estabilizadores, além dos músculos (que funcionam como estabilizadores dinâmicos). Para isso existem os estabilizadores estáticos que são: ligamentos, a conformidade anatômica,

a pressão negativa intra-articular, o lábio da glenóide e a propriedade de adesão-coesão⁴. O papel dos estabilizadores estáticos foi primeiramente sugerido por Basmajian e Bazant⁵, ao verificar a inexistência de sinal elétrico muscular enquanto o membro superior estava relaxado ao longo do corpo, mesmo quando havia uma força inferior no sentido de decoaptação da articulação glenoumeral.

Entre os movimentos mais comuns para avaliar a articulação do ombro está a abdução no plano escapular (entre 30 e 45° do plano coronal). Durante esse movimento primeiramente há uma maior atividade do músculo supra-espinhoso, já que a linha de tração dos músculos deltóides proporciona uma força de cisalhamento quando os braços se encontram próximos ao corpo. A seguir os músculos deltóides têm uma participação importante para manter a coaptação articular. Durante todo esse movimento ainda é indispensável o posicionamento adequado da escápula para manter o espaço subacromial. Essa estabilização é proporcionada pelos músculos escápulo-torácicos, entre eles principalmente o trapézio em sua porção superior e serrátil anterior^{4,5}.

2.2. A Fadiga

O termo fadiga é usado para apontar um decréscimo na capacidade de fazer uma atividade física. Contudo, o uso desse termo é vasto. Seguem alguns exemplos da variedade de definições: 1) Fadiga é conhecida como uma intensa atividade muscular que causa um declínio no desempenho⁶; 2) O desempenho de atividades motoras por longos períodos induzem uma fadiga motora que é definida como um declínio na habilidade de exercer força⁷; 4) Fadiga é conhecida por refletir um aumento da amplitude do sinal eletromiográfico e um decréscimo do seu espectro de frequência⁸; 5) A sensação de fadiga é o alerta consciente de mudanças no controle subconsciente do sistema homeostático⁹; 6) Fadiga pode ser definida como uma sensação de cansaço¹⁰.

Assim é possível perceber que a fadiga pode ser referida a uma redução na produção de força, queda no desempenho, decréscimo na função mental, sensação de cansaço, mudança na atividade eletromiográfica ou alteração no mecanismo de contração muscular. Essa abrangência do tema mostra a complexidade do assunto que envolve vários sistemas. Ainda Abiss & Laursen¹¹, em uma revisão para ciclismo de longa duração, dividem os modelos de fadiga em cardiovascular, energético, neuromuscular (que ainda pode ser subdividido em central e periférico), trauma muscular, biomecânico, termorregulatório, psicológico, modelo de governador central e sistema complexo de fadiga. Apesar dessas variações para o emprego do termo fadiga, a referência mais frequentemente encontrada é a proposta por Bigland-Ritchie et al.¹² que colocam a fadiga como uma redução na produção muscular de força ou potência induzida por exercício, independente da tarefa poder ser mantida. É importante notar que o término do exercício corresponde à exaustão e não ao ponto de fadiga¹¹.

Além da quantidade de sistemas envolvidos para explicar as causas da fadiga, outro item bastante discutido há mais de 100 anos¹³ é a questão da dependência da tarefa envolvida. De acordo com esse princípio não existe causa única para a fadiga e os mecanismos responsáveis são específicos da atividade proposta¹⁴, conceito análogo ao princípio da especificidade do treinamento¹⁵. Para exemplificar a questão da dependência da tarefa temos os estudos de fadiga de baixa frequência propostos por Edwars et al¹⁶. O nome dessa linha de trabalhos é proveniente da avaliação do torque por meio de estimulações elétricas de baixa frequência.

Para comprovar essa teoria, um exemplo é o estudo de Fuglevand et al¹⁷. que verificaram o torque máximo por meio de contrações interpoladas após um protocolo até a exaustão nas cargas de 20% e 65% da contração máxima. Os resultados mostram que a contração máxima após o teste com a menor carga (20%), apresentou menor torque voluntário. Esses autores justificam os resultados pela falha no mecanismo de excitação da contração. Ainda para exemplificar a dependência da tarefa Iguchi et al¹⁸ avaliaram a influência da estimulação por corrente elétrica após uma contração a 35 e 65% da contração voluntária máxima. Os resultados mostram haver diferença entre as situações de teste no torque

desenvolvido após a exaustão. Para estudar a dependência da tarefa, ainda há trabalhos que comparam o envolvimento do controle da posição de tarefa em relação ao controle da força desenvolvida para o desfecho tempo de exercício¹⁹. Os resultados mostram que os testes que limitam o posicionamento são mais curtos, provavelmente devido às estratégias de controle diferenciadas que são necessárias para manter a atividade.

A grande contribuição dos estudos sobre a dependência da tarefa na fadiga é evitar comparações entre sujeitos, tipos de exercício envolvidos e possíveis extrapolações. Um exemplo é o estudo de Hunter et al²⁰ que avaliam a influência da fadiga supraespinhal para idosos ou adultos jovens. Os autores encontraram maior resistência ao exercício em idosos devido a fatores periféricos, contudo o tempo de recuperação é maior nos indivíduos idosos por causa dos fatores centrais. Ainda na comparação entre idosos e jovens Rice & McNeil²¹, avaliaram o desempenho durante uma tarefa dinâmica e ao contrário do proposto por outros estudos^{20,22,23} eles sugeriram que idosos apresentavam uma redução de torque mais pronunciada que os jovens. Isto se deve ao fato da atividade (dinâmica) proposta. Há também estudos que mostram a diferença entre homens e mulheres nos mecanismos de fadiga e propõem que o gênero feminino conseguiria manter maior tempo de atividade principalmente em cargas menores²⁴.

A participação do sistema nervoso central (SNC) no desenvolvimento da fadiga é outro tema abordado. Em uma revisão, Gandevia²⁵ fez alguns apontamentos sobre o assunto: 1) A limitação prévia do tempo de atividade física (como por exemplo limitar o tempo de teste) poderia provocar alterações no SNC que por sua vez induziriam o indivíduo a parar o exercício antes do seu limite máximo; 2) A temperatura na qual o exercício é realizado poderia também influenciar o SNC e assim que a temperatura central atingisse aproximadamente 40 graus, o exercício seria interrompido, independente da quantidade de suprimento energético e 3) A altitude, apesar de provocar menor evidência de fadiga periférica, induziria a interrupção do exercício.

A participação do SNC também é abordada por Noakes²⁶ que sugeriu um modelo esquemático onde um “governador central” ou parte subconsciente do cérebro deve controlar a

percepção de esforço (parte consciente) e assim influenciar negativamente ou positivamente a atividade neural para os músculos (Figura 1). Contudo a participação de um governador central tem sido bastante criticada e inclusive um modelo alternativo mostrando a não necessidade desse governador central é exemplificado²⁷ (Figura 2).

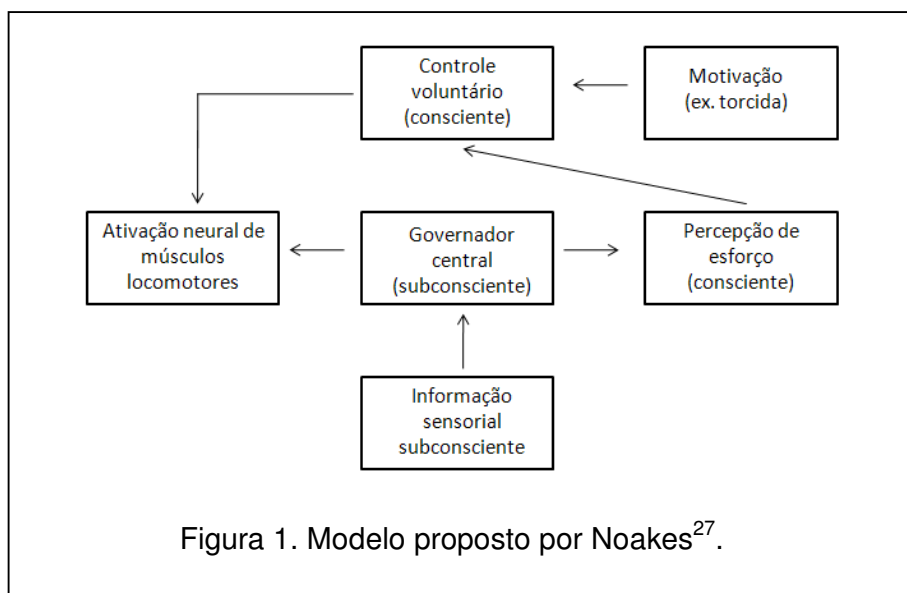
Na verdade Marcora²⁷ apóia um modelo baseado na teoria da intensidade motivacional proposto por Wright²⁸, de acordo com esse modelo psicobiológico a exaustão basicamente ocorre devido a duas causas: A) Em caso do esforço requisitado pelo teste ser igual ao máximo esforço que o sujeito está esperando para obter sucesso na tarefa; ou B) Quando o sujeito acredita ter exercido o verdadeiro máximo esforço e assim a continuação da tarefa tem a percepção de ser impossível. Dentro dessa perspectiva proposta pelo item B um aumento no exposto no item A irá aumentar a tolerância ao exercício (também chamado de potencialização da motivação).

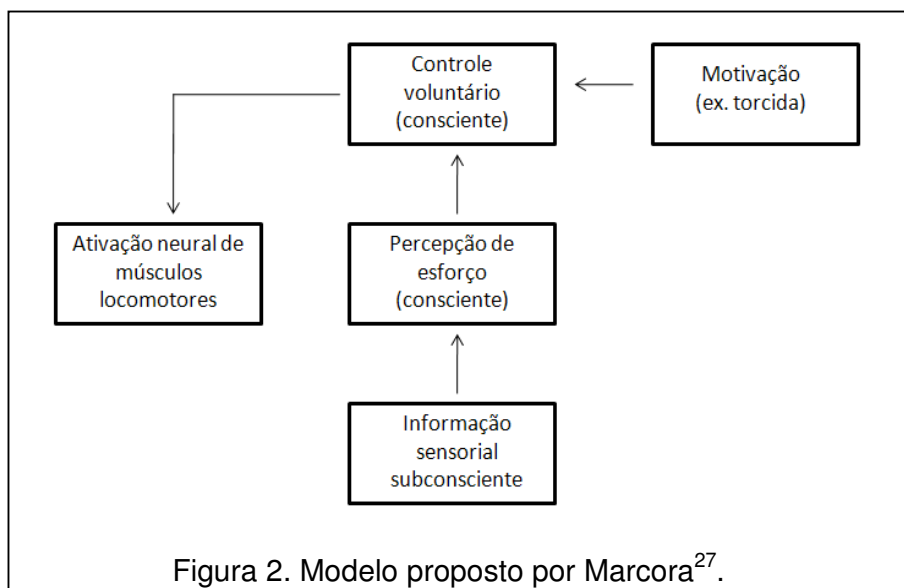
Outro aspecto bastante criticado na teoria do governador central é a aferência proveniente de receptores ainda desconhecidos aliados a fusos neuromusculares e órgãos neurotendinosos de golgi²⁶. Quanto a esse aspecto Marcora²⁹ fez uma revisão e apontou que a existência de receptores e a forte correlação entre os metabólicos produzidos pelos músculos com a percepção de esforço não significa que exista uma relação de causa e efeito. Um exemplo é a atividade de ciclismo avaliada em sujeitos submetidos a doses de *curare* (droga que bloqueia a transmissão na junção neuromuscular sem alterar as vias aferentes) onde os ciclistas continuam a apresentar aumento da percepção de esforço. Nesse caso o aumento do recrutamento das fibras glicolíticas devido ao efeito seletivo do *curare* pelas fibras oxidativas poderia aumentar o estímulo metabólico e assim aumentar a percepção de esforço. Contudo o que ocorre é um pequeno aumento da concentração de lactato comparado ao desproporcional aumento da percepção de esforço.

Um segundo exemplo de que uma aferência dos receptores periféricos não influencia na percepção de esforço, assim contradizendo o modelo proposto por Noakes²⁶, é dado por estudos que usaram anestesia peridural³⁰. Nesses casos apesar de toda aferência sensitiva ser reduzida, a percepção de esforço continua a aumentar. Ainda um terceiro exemplo é dado por

estudos com sujeitos que foram transplantados do coração³¹, e portanto não teriam informações aferentes provenientes desse órgão, nesses casos ainda assim a percepção de esforço continua a aumentar. O mesmo acontece em sujeitos que são submetidos a bloqueio beta-adrenérgicos e nos canais de cálcio, nesses casos mesmo a frequência cardíaca mantida, e às vezes até reduzida, a percepção de esforço continua a aumentar na mesma tarefa³².

Para explicar essa independência da percepção de esforço, Marcora²⁹ apóia um mecanismo de antecipação constituído por descargas corolárias. Nesse esquema uma cópia dos impulsos motores é enviada ao córtex sensorial, assim a aferência proveniente dos receptores seria desnecessária.





2.3. A Fadiga na articulação do ombro

Com relação ao estudo da fadiga para a articulação do ombro Minning et al.³³ avaliaram a abdução isométrica no plano escapular a 60 % da contração máxima e concluíram que a frequência mediana do deltóide médio tem maior inclinação quando comparada aos músculos trapézio superior, serrátil anterior e trapézio inferior. Ainda esses autores apresentaram os resultados de coeficiente de correlação intraclassa para avaliações feitas no mesmo dia ou em dias diferentes e a conclusão foi que a confiabilidade entre os dias é fraca, contudo as medidas dentro do mesmo dia apresentaram boa confiabilidade.

Já Ebaugh et al.³⁴ avaliaram o efeito de um protocolo de fadiga sobre a atividade elétrica muscular e posicionamento da escápula. Os autores concluíram que o protocolo de fadiga causou maior movimentação da articulação escapulotorácica para compensar a redução da movimentação glenoumeral. Quanto à atividade eletromiográfica, os músculos deltóide anterior, deltóide posterior e infraespinhoso apresentaram as maiores alterações após o protocolo de fadiga. Ainda com o intuito de avaliar o posicionamento escapular após um protocolo de fadiga de abdução dinâmica do ombro no plano escapular, McQuade et al.³⁵

encontraram aumento da movimentação escapular na razão entre os eixos X e Z. Outro tipo de protocolo de fadiga foi testado por Tsai et al.³⁶ na qual os indivíduos deveriam realizar exercícios de rotação externa a 45 graus de abdução até atingir pelo menos 25% de redução na força máxima. Após o protocolo o posicionamento escapular foi avaliado no movimento de abdução do plano escapular, alterações foram encontradas nos movimentos de inclinação posterior, rotação lateral e elevação da escápula.

Considerando que a existência de dor crônica pode alterar a capacidade de contração adequada do músculo trapézio³⁷ e que indivíduos que apresentam algum tipo de dor também podem apresentar alterações na atividade elétrica muscular do membro acometido, Kallenberg et al.³⁸ avaliaram a atividade elétrica durante a elevação isométrica da escápula em sujeitos com dor cervical. Os resultados do trabalho mostraram que os sujeitos com dor apresentavam menor amplitude na ativação elétrica muscular comparado aos sujeitos controle, além disso a frequência mediana do sinal eletromiográfico dos sujeitos com dor cervical apresentou comportamento inverso ao grupo controle. Assim o desenvolvimento da fadiga em sujeitos com dor cervical parece ser menor quando comparado ao grupo controle, provavelmente devido a uma condição de fadiga crônica.

Schulte et al.³⁹ também avaliaram o efeito da dor cervical sobre a atividade elétrica muscular e encontraram resultados similares a Kallenberg et al.³⁸, ou seja uma redução da *Root Mean Square* (RMS - Raiz Quadrática Média do Quadrado da Grandeza) no músculo acometido pela dor (trapézio superior). Esses mesmos autores também avaliaram a atividade eletromiográfica de um músculo livre de dor (bíceps braquial) e encontraram redução do sinal. Os autores sugerem então que deve existir uma alteração central no comportamento motor para alterar o funcionamento de músculos distantes aos afetados.

O estudo de Piscione e Gamet⁴⁰ avaliaram o efeito de carregar uma bolsa durante a abdução isométrica do ombro até a exaustão e concluíram que apenas o músculo trapézio superior apresenta alterações na frequência mediana conforme aumenta a carga da bolsa, contudo não há diferença no valor da RMS ao aumentar a carga da bolsa tanto para o deltóide médio como para o músculo trapézio superior. Os autores sugerem que essa diferença entre os

comportamentos musculares seria devido à compressão mecânica no fluxo sanguíneo causada pela presença da bolsa.

Falla e Farina⁴¹ avaliaram o efeito de aumentos periódicos na força durante uma atividade de elevação do ombro até a exaustão em comparação com a manutenção da porcentagem máxima da força sem os incrementos periódicos. O intuito dos autores foi verificar a possibilidade de facilitar a distribuição espacial da atividade eletromiográfica durante uma tarefa fatigante. Essa hipótese foi testada seguindo a justificativa da dependência da tarefa mostrada por alguns estudos^{19,42}. Como resultados, os autores demonstram que para o músculo avaliado (trapézio superior) a análise de frequência mostra decréscimo ao longo do tempo somente na situação de contração constante e, ainda, mostraram um aumento da atividade elétrica na parte cranial do músculo trapézio superior enquanto a parte caudal reduzia sua atividade. Assim a conclusão é a de que alterações na intensidade de contração ao longo do tempo podem aumentar o tempo até a exaustão devido a mudanças espaciais na atividade elétrica muscular. Outros autores também investigaram a variação espacial da atividade eletromiográfica para manutenção da tarefa e também encontraram resultados similares⁴³.

2.4 O limiar de fadiga eletromiográfico

A partir de estudos sobre os mecanismos de fadiga, Monod & Scherrer⁴⁴ propuseram uma análise que teoricamente poderia estimar dois parâmetros: 1) a força crítica, definida como a maior força que um músculo ou grupamento muscular pode manter por um longo tempo sem fadiga; 2) a capacidade de trabalho anaeróbia, definida como a quantidade de atividade que pode ser desempenhado usando somente os substratos energéticos dentro do músculo, independente de fatores respiratórios. Em 1982 deVries et al.⁴⁵ sugeriram o limiar de fadiga eletromiográfico (LF_{EMG}) a partir de estudos que traziam a amplitude do sinal elétrico como um comportamento linear ao longo do tempo. Além disso, as inclinações das retas obtidas pela amplitude do sinal elétrico eram inversamente proporcionais ao tempo de exaustão. O LF_{EMG} foi primeiramente proposto para testes em cicloergômetro e teoricamente estimaria a potência associada ao início da fadiga neuromuscular. Portanto, o LF_{EMG} para esse tipo de atividade

seria a maior potência que pode ser mantida sem evidências de fadiga neuromuscular. Posteriormente o LF_{EMG} foi extrapolado para contrações isométricas como, por exemplo, para os eretores da espinha⁴⁶, bíceps braquial e extensores do joelho^{47,48}.

Hendrix et al.⁴⁷ fizeram a comparação entre o LF_{EMG} do músculo bíceps braquial e a força crítica para o movimento de flexão isométrica do cotovelo e concluíram que os resultados de força crítica e LF_{EMG} são diferentes e que os valores de LF_{EMG} superestimam os valores da força crítica. Em outro estudo Hendrix et al.⁴⁸ compararam a força crítica durante a extensão isométrica do joelho com o LF_{EMG} dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral. Da mesma forma que o estudo anterior, os autores também encontraram diferença entre o LF_{EMG} e a força crítica, com o valor do LF_{EMG} maior que a força crítica. Já a comparação entre os LF_{EMG} entre os músculos testados não apresentou diferença estatisticamente significativa.

DeVries et al.⁴⁵ já haviam sugerido que o LF_{EMG} superestimava os valores de potência crítica no teste em cicloergômetro e o mesmo também foi apresentado posteriormente no estudo de Pavlat et al.⁴⁹. A diferença está no tipo de teste (isométrico) utilizado nos estudos de Hendrix et al.^{47,48}. Com relação a não diferença entre os músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral⁴⁸ durante o teste isométrico de extensão do joelho, o estudo de Housh et al.⁵⁰ não apresentaram resultados similares durante testes em cicloergômetro e o vasto lateral apresentou ativação 11,3 % menor que o reto femoral.

Alguns autores⁵¹ investigaram a necessidade do uso de teste até a exaustão para determinar o LF_{EMG} para isso foram usados três diferentes cargas referentes a porcentagem do valor máximo para o teste dinâmico de flexão do cotovelo. Não houve diferença nos LF_{EMG} encontrados entre testes até a exaustão e testes com tempos definidos. Também não houve diferença entre o lado dominante e contralateral para o LF_{EMG} no teste dinâmico de flexão do cotovelo.

Hug et al.⁵² realizou um estudo com o objetivo de comparar o LF_{EMG} entre os diferentes músculos envolvidos durante um teste isométrico de flexão do cotovelo. Esses autores puderam determinar o LF_{EMG} de apenas três indivíduos dos oito que foram avaliados. Entre os motivos para essa dificuldade foram os critérios usados para que o LF_{EMG} fosse considerado

válido, os quais foram: regressão linear positiva no gráfico que representa a força com o coeficiente de inclinação da atividade elétrica; valor maior que 0.85 para o coeficiente de determinação da reta obtida entre força e inclinação da atividade elétrica e erro padrão do LF_{EMG} menor que 5% da contração voluntária máxima.

Todos os estudos citados usaram valores de *Root Mean Square* (RMS) para determinar o LF_{EMG} , o mesmo conceito proposto por deVries et al.⁴⁵ de que as inclinações das retas obtidas pela amplitude do sinal elétrico eram inversamente proporcionais ao tempo de exaustão. Contudo alguns autores propuseram a análise da frequência do sinal eletromiográfico para determinar o LF_{EMG} ^{53,54}. Hendrix et al.⁵³ compararam o torque crítico ao valor de LF_{EMG} do músculo vasto lateral a partir da frequência do sinal, para isso foi usado um teste de extensão isométrica com o joelho a 120°. Os resultados mostraram que não há diferença entre os torques obtidos a partir do modelo de força crítica e LF_{EMG} . Os autores ainda sugeriram que o uso da análise de frequência para determinar o LF_{EMG} seria uma alternativa interessante.

Oliveira & Gonçalves⁵⁵ propuseram recentemente uma alternativa prática para o uso do LF_{EMG} . Os autores determinaram o LF_{EMG} de bíceps braquial de cada indivíduo e propuseram um treinamento de flexão dinâmica do cotovelo durante oito semanas para um grupo que foi comparado a um grupo controle sem exercício. Os resultados desse trabalho mostraram que o treinamento influenciou mais a amplitude do sinal eletromiográfico do que sua frequência. O trabalho ainda concluiu que o treinamento não apresentou mudança no LF_{EMG} . Contudo o estudo apresentou mais dois resultados interessantes, primeiro houve uma redução na inclinação do RMS medida durante a atividade dinâmica após intervenção e segundo houve um aumento do valor RMS no teste isométrico feito após intervenção. Os autores justificam esses resultados pela aprendizagem motora e aumento de força causada pelo treinamento.

2.5. A percepção de esforço

Escalas para avaliar a percepção de esforço são comumente usadas para estimar subjetivamente a carga interna. Essas escalas oferecem uma maneira simples de regular a intensidade durante um teste ou prescrever um exercício. Existem várias escalas para avaliar a percepção de esforço, como por exemplo a OMNI⁵⁶, a *Cart and Load Effort Rating* (CALER)⁵⁷, a *Rating of Perceived Exertion* (RPE)⁵⁸, a *Category-Ratio* (CR) 10⁵⁹ e a CR100 (ou *centiMax*)⁶⁰. As escalas mais frequentemente usadas para adultos são as de percepção subjetiva de esforço (PSE) - CR10 e RPE - propostas por Borg^{58,59}.

A percepção de esforço é entendida como uma integração de sinais periféricos e centrais, que interpretados pelo córtex sensorial produzem uma percepção geral ou local do empenho para realizar uma tarefa⁵⁹. Segundo esse conceito a PSE seria gerada a partir da interpretação de estímulos sensoriais por meio de mecanismos de retroalimentação (*feedback*).

Esse modelo sugere que enquanto a intensidade do exercício aumenta, acontecem alterações correspondentes nas respostas perceptuais (percepção de esforço) e fisiológicas (frequência cardíaca, frequência respiratória e VO₂) em forma de uma correlação positiva⁶¹. Assim, a escala RPE foi desenvolvida para fornecer dados perceptivos de forma linear com a frequência cardíaca, já a CR10 é apropriada para avaliar as sensações que podem surgir de variáveis fisiológicas que aumentam exponencialmente, como o lactato sanguíneo ou ventilação pulmonar⁶². Ainda para escolha da escala é importante considerar o tipo de exercício proposto e alguns autores⁶³⁻⁶⁶ consideram que em exercícios contínuos retangulares o aumento da PSE é linear.

Apesar das considerações sobre o tipo de exercício e forma da curva para a escolha da escala adequada, Chen et al.⁶⁷ em, uma revisão sistemática com metanálises, apontaram informações importantes sobre essa questão. Os autores concluem que as variáveis: frequência cardíaca, concentração de lactato e porcentagem do VO₂ máximo não apresentam correlação forte com a PSE como usualmente é proposto. Ainda os autores sugeriram que a escala RPE teria uma melhor correlação com a concentração de lactato, contudo o número de estudos incluídos nessa análise específica pode ter interferido no resultado. Posteriormente

Borg & Kaijser⁶⁸ compararam as escalas CR10, RPE e CR100 em um teste incremental. Os autores apontaram que essas escalas têm crescimento exponencial que desviam da linearidade quando comparadas à frequência cardíaca (situação contrária proposta previamente por outros estudos). Como conclusão eles sugeriram uma necessidade de padronização das escalas dependendo da atividade proposta.

A correlação entre a PSE e atividade eletromiográfica também tem sido foco de alguns estudos. Dederling et al.⁶⁹ apresentaram uma correlação moderada entre a atividade elétrica muscular e a PSE para uma atividade fatigante de extensão isométrica de tronco. Para o membro superior Hummel et al.⁷⁰ também encontraram correlação moderada entre a atividade eletromiográfica do trapézio superior e PSE. Contudo Troiano et al.⁷¹ ao usar eletrodos do tipo *array* encontram uma correlação forte entre o valores de RMS do trapézio superior e PSE em um teste incremental de elevação do ombro.

Com essas contradições entre os estudos, Marcora²⁹ fez uma revisão que desafia o conceito tradicional da PSE. O autor apontou que as correlações entre PSE e variáveis fisiológicas não demonstram necessariamente uma relação de causa e efeito, portanto essa seria outra justificativa dos diferentes resultados encontrados pelos estudos. Segundo o conceito de Marcora²⁹ o principal responsável pelo aumento da PSE seriam as descargas corolárias. Assim, independente da escala escolhida, a PSE seria, então, uma variável resultante principalmente da integração de informações de pré-alimentação. Os estudos que mostraram claramente essas condições já foram apontados no capítulo 2.2 referente à fadiga (como, por exemplo, em situações de anestesia peridural, injeção de curare e bloqueio dos canais de cálcio³⁰⁻³²).

Ainda, a PSE pode ser usada para estudar a carga interna de treinamento. Diferentemente da carga externa de treino que é formada por variáveis como distância percorrida e velocidade, a carga interna é formada por respostas mais específicas de cada sujeito como, por exemplo, a concentração hormonal, frequência cardíaca, concentração de metabólitos e a percepção de esforço. A carga externa de treinamento tem sido muito útil para prescrição de treinamento, contudo existem situações nas quais as diferentes demandas da

atividade sugerem treinamentos específicos, como em caso de esportes coletivos que cada posição exige habilidades diferenciadas. Além disso, as adaptações induzidas pelo treinamento são decorrentes do estresse imposto ao organismo (carga interna), que sofre influência das características individuais. Para conseguir essas adaptações devem ser feitas alterações na qualidade e quantidade de treinamento, como por exemplo, mudanças no volume e intensidade (carga externa)^{72,73}.

Para medir a carga interna de treinamento existem várias formas, contudo o uso da percepção de esforço para esse propósito foi feito por alguns autores⁷⁴⁻⁷⁶. Dentro desse conceito chamado de PSE da sessão, o indivíduo deve relatar a percepção de esforço global depois de 30 minutos do encerramento do treinamento. A partir daí o valor da PSE é multiplicado pelo tempo de exercício e o resultado se dá em unidades arbitrárias. Esse método permite uma periodização do treinamento e controle de monotonia do mesmo⁷². Mais recentemente alguns autores⁷⁷ têm proposto a diferenciação entre PSE global e local, com isso a avaliação dessa variável seria mais específica e poderia trazer contribuições diferenciadas, como pernas e respiração por exemplo.

2.6. REFERÊNCIAS DA REVISÃO DE LITERATURA

1. van der Helm FC. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *J Biomech.* 1994;27:527-50.
2. Saha AK. Theory of shoulder mechanism: descriptive and applied. Springfield, Charles C. Thomas. 1961
3. Inman VT, Saunders JB, Abbott LC. Observations on the function of the shoulder joint. *J Bone Joint Surg.* 1944;26A:1-30.
4. Ludewig PM, Borstead JD. The shoulder complex. In: *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis.* By Levangie PK and Norkin C. Philadelphia: F.A Davies Company. 2005,233-66.
5. Basmajian J, Bazant F. Factors preventing downward dislocation of the adducted shoulder. *J Bone Joint Surg Am.* 1959;41:1182-86.
6. Allen DG, Westerblad H. Role of phosphate and calcium stores in muscle fatigue. *J Physiol.* 2001;536,657-65.
7. Lorist MM, Kernell D, Meijman TF & Zijdewind I. Motor fatigue and cognitive task performance in humans. *J Physiol.* 2002;545,313-19.
8. Kallenberg LAC, Schulte E, Disselhorst-Klug C, Hermens HJ. Myoelectric manifestations of fatigue at low contraction levels in subjects with and without chronic pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007;17,264-74.
9. St Clair Gibson A, Baden DA, Lambert MI, Lambert V, Harley YXR, Hampson D, Russell VA, Noakes TD. The conscious perception of the sensation of fatigue. *Sports Med.* 2003;33,167-76.
10. Kayser B. Exercise starts and ends in the brain. *Eur J Appl Physiol.* 2003;90:441-9.
11. Abbiss CR, Laursen PB. Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling. *Sports Med.* 2005;35:865-98.

12. Bigland-Ritchie B, Rice CL, Garland SJ, Walsh ML. Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions. In: *Fatigue. Neural and muscular mechanisms*, edited Gandevia SC, McComas AJ, Stuart DG, Thomas CK. New York: Plenum Press, 1995, 361-80.
13. Asmussen E. Muscle fatigue. *Med Sci Sports*. 1979;11,313-21.
14. Cairns SP, Knicker AJ, Thompson MW, Sjøgaard G. Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue. *Exerc Sport Sci Rev*. 2005;33,9-16.
15. Aagaard P, Bangsbo J. The muscular system: design, function, and performance relationships. In: *ACSM's Advanced Exercise Physiology*, ed. Tipton CM. Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia. 2006. 144-60.
16. Edwards RH, Hill DK, Jones DA, Merton PA. Fatigue of long duration in human skeletal muscle after exercise. *J Physiol*. 1977;272:769-78
17. Fuglevand AJ, Zachowski KM, Huey KA, Enoka RM. Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contraction at submaximal forces. *J Physiol*. 1993; 460:549-72.
18. Iguchi M, Baldwin K, Boeyink C, Engle C, Kehoe M, Ganju A, Messaros AJ, Shields RK. Low frequency fatigue in human quadriceps is fatigue dependent and not task dependent. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18:308-16.
19. Maluf KS, Enoka RM. Task failure during fatiguing contractions performed by humans. *J Appl Physiol*. 2005;99:389-96.
20. Hunter SK, Todd G, Butler JE, Gandevia SC, Taylor JL. Recovery from supraspinal fatigue is slowed in old adults after fatiguing maximal isometric contractions. *J Appl Physiol*. 2008;105:1199-209.
21. McNeil CJ, Rice CL. Fatigability is increased with age during velocity-dependent contractions of the dorsiflexors. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2007;62:624-9.

22. Lanza IR, Russ DW, Kent-Braun JA. Age-related enhancement of fatigue resistance is evident in men during both isometric and dynamic tasks. *J Appl Physiol.* 2004;97:967–75.
23. Yoon T, De-Lap BS, Griffith EE, Hunter SK Age-related muscle fatigue after a low-force fatiguing contraction is explained by central fatigue. *Muscle Nerve.* 2008;37:457-66.
24. Hunter SK, Butler JE, Todd G, Gandevia SC & Taylor JL. Supraspinal fatigue does not explain the sex difference in muscle fatigue of maximal contractions. *J Appl Physiol.* 2006;101:1036–44.
25. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev.* 2001;81:1725-89.
26. Noakes TD. Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. *Scand J Med Sci Sports.* 2000;10:123-45.
27. Marcora SM. Do we really need a central governor to explain brain regulation of exercise performance? *Eur J Appl Physiol.* 2008;104:929-31.
28. Wright RA. Brehm's theory of motivation as a model of effort and cardiovascular response. In: Gollwitzer PM, Bargh JA (editors). *The psychology of action: Linking cognition and motivation to behavior.* Guilford, New York, 424–53.
29. Marcora S. Perception of effort during exercise is independent of afferent feedback from skeletal muscles, heart, and lungs. *J Appl Physiol.* 2009;106:2060-2.
30. Smith SA, Querry RG, Fadel PJ, Gallagher KM, Stromstad M, Ide K, Raven PB, Secher NH. Partial blockade of skeletal muscle somatosensory afferents attenuates baroreflex resetting during exercise in humans. *J Physiol.* 2003;551:1013-21.
31. Braith RW, Wood CE, Limacher MC, Pollock ML, Lowenthal DT, Phillips MI, and Staples ED. Abnormal neuroendocrine responses during exercise in heart transplant recipients. *Circulation.* 1992;86:1453-63.
32. Myers J, Atwood JE, Sullivan M, Forbes S, Friis R, Pewen W, and Froelicher V. Perceived exertion and gas exchange after calcium and beta-blockade in atrial fibrillation. *J Appl Physiol.* 1987;63:97-104.

33. Minning S, Eliot CA, Uhl TL, Malone TR. EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007;17:153-9.
34. Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR. Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;16:224-35.
35. McQuade KJ, Hwa Wei S, Smidt GL. Effects of local fatigue on three-dimensional scapulohumeral rhythm. *Clin Biomech.* 1995;10:144-48.
36. Tsai NT, McClure PW, Karduna AR. Effects of muscle fatigue on 3-dimensional scapular kinematics. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84:1000-5.
37. Elert JE, Rantapaa-Dahlqvist SB, Henriksson-Larsen K, Lorentzon R, Gerdle BU. Muscle performance, electromyography and fiber type composition in fibromyalgia and work-related myalgia. *Scand J Rheumatol.* 1992; 21:28-34.
38. Kallenberg LA, Schulte E, Disselhorst-Klug C, Hermens HJ. Myoelectric manifestations of fatigue at low contraction levels in subjects with and without chronic pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007;17:264-74.
39. Schulte E, Kallenberg LA, Christensen H, Disselhorst-Klug C, Hermens HJ, Rau G, Søgaard K. Comparison of the electromyographic activity in the upper trapezius and biceps brachii muscle in subjects with muscular disorders: a pilot study. *Eur J Appl Physiol.* 2006; 96:185-93.
40. Piscione J, Gamet D. Effect of mechanical compression due to load carrying on shoulder muscle fatigue during sustained isometric arm abduction: an electromyographic study. *Eur J Appl Physiol.* 2006 ;97:573-81.
41. Falla D, Farina D. Periodic increases in force during sustained contraction reduce fatigue and facilitate spatial redistribution of trapezius muscle activity. *Exp Brain Res.* 2007;182:99-107.
42. Bigland-Ritchie B, Rice CL, Garland SJ, Walsh ML. Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions. *Adv Exp Med Biol.* 1995; 384:361-80.

43. Farina D, Leclerc F, Arendt-Nielsen L, Buttelli O, Madeleine P. The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18:16-25.
44. Monod H, Scherrer J. The work capacity of a synergic muscular group. *Ergonomics.* 1965; 8:329-38.
45. DeVries HA, Moritani T, Nagata A, Magnussen K. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. *Ergonomics.* 1982; 25:783-91.
46. Cardozo AC, Gonçalves M. Electromyographic fatigue threshold of erector spinae muscle induced by a muscular endurance test in health men. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2003;43:377-80.
47. Hendrix CR, Housh TJ, Johnson GO, Weir JP, Beck TW, Malek MH, Mielke M, Schmidt RJ. A comparison of critical force and electromyographic fatigue threshold for isometric muscle actions of the forearm flexors. *Eur J Appl Physiol.* 2009;105:333-42.
48. Hendrix CR, Housh TJ, Johnson GO, Mielke M, Camic CL, Zuniga JM, Schmidt RJ. Comparison of critical force to EMG fatigue thresholds during isometric leg extension. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41:956-64.
49. Pavlat DJ, Housh TJ, Johnson GO, Schmidt RJ, Eckerson JM. An examination of the electromyographic fatigue threshold test. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1993;67:305-8.
50. Housh TJ, deVries HA, Johnson GO, Housh DJ, Evans SA, Stout JR, Evetovich TK, Bradway RM. Electromyographic fatigue thresholds of the superficial muscles of the quadriceps femoris. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1995;71:131-6.
51. Oliveira AS, Cardozo AC, Barbosa FS, Gonçalves M. Electromyographic fatigue threshold of the biceps brachii: the effect of endurance time. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2007;47:37-42.

52. Hug F, Nordez A, Guével A. Can the electromyographic fatigue threshold be determined from superficial elbow flexor muscles during an isometric single-joint task? *Eur J Appl Physiol.* 2009;107:193-201.
53. Hendrix CR, Housh TJ, Johnson GO, Mielke M, Camic CL, Zuniga JM, Schmidt RJ. A new EMG frequency-based fatigue threshold test. *J Neurosci Methods.* 2009;30:181:45-51.
54. Dias da Silva SR, Gonçalves M. Dynamic and isometric protocols of knee extension: effect of fatigue on the EMG signal. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2006;46:35-42.
55. Oliveira A de S, Gonçalves M. EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19:295-303.
56. Robertson RJ, Goss FL, Boer NF, Peoples JA, Foreman AJ, Dabayeb IM, et al. Children's OMNI scale of perceived exertion: mixed gender and race validation. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32:452-8.
57. Eston RG, Parfitt G, Campbell L, Lamb KL. Reliability of effort perception for regulating exercise intensity in children using the cart and load effort rating (CALER) scale. *Pediatr Exerc Sci.* 2000;12:388-97.
58. Borg G. Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scand J Rehab Med* 1970; 2:92-8.
59. Borg, G. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc.* 1982;14:377-81.
60. Borg G, Borg E. Principles and experiments in category-ratio scaling. Reports from the Department of Psychology (no. 789), Stockholm, Sweden, 1994.
61. Borg GV. Perceived exertion and pain scales. Champaign (IL): Human Kinetics, 1998.
62. Gros Lambert A, Mahon AD. Perceived exertion: influence of age and cognitive development. *Sports Med.* 2006;36:911-28.
63. Doherty M, Smith PM, Hughes MG, Collins D. Rating of perceived exertion during high-intensity treadmill running. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33:1953-8.

64. Nakamura FY, Gancedo MG, Albuquerque da Silva L, Lima JRP, Kokubun E. Utilização do esforço percebido na determinação da velocidade crítica em corrida aquática. *Rev Bras Med Esporte*. 2005;11:1-5.
65. Nakamura FY, Brunetto AF, Hirai DM, Roseguini BT, Kokubun E. O limiar de esforço percebido (LEP) corresponde à potência crítica e a um indicador de máximo estado estável de consumo de oxigênio. *Rev Bras Med Esporte*. 2005;11:197-202.
66. Cafarelli E. Peripheral contributions to the perception of effort. *Med Sci Sports Exerc*. 1982;14:382-9.
67. Chen MJ, Fan X, Moe ST. Criterion-related validity of the Borg ratings of perceived exertion scale in healthy individuals: a meta-analysis. *J Sports Sci*. 2002;20:873-99.
68. Borg E, Kaijser L. A comparison between three rating scales for perceived exertion and two different work tests. *Scand J Med Sci Sports*. 2006;16:57-69.
69. Dederling A, Németh G, Harms-Ringdahl K. Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clin Biomech*. 1999;14:103-11.
70. Hummel A, Läubli T, Pozzo M, Schenk P, Spillmann S, Klipstein A. Relationship between perceived exertion and mean power frequency of the EMG signal from the upper trapezius muscle during isometric shoulder elevation. *Eur J Appl Physiol*. 2005;95:321-6.
71. Troiano A, Naddeo F, Sosso E, Camarota G, Merletti R, Mesin L. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. *Gait Posture*. 2008;28:179-86.
72. Nakamura FY, Moreira A, Aoki MS. Monitoramento da carga de treinamento: a percepção subjetiva do esforço da sessão é um método confiável? *Revista da Educação Física*, 2009 (no prelo).
73. Impellizzeri FM, Rampinini E, Marcora SM. Physiological assessment of aerobic training in soccer. *J Sports Sci*. 2005;23:583-92.

74. Foster C, Hector LL, Welsh R, Schrage M, Green MA, Snyder AC. Effects of specific versus cross-training on running performance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1995; 70:367–72.
75. Foster C. Monitoring training in athletes with reference to overtraining syndrome. *Med Sci Sports Exerc*. 1998;30:1164–68.
76. Foster C, Florhaug JA, Franklin J, Gottschall L, Hrovatin LA, Parker S, Doleshal P, Dodge C. A new approach to monitoring exercise training. *J Strength Cond Res*. 2001; 15:109-15.
77. Green JM, McIntosh JR, Hornsby J, Timme L, Gover L, Mayes JL. Effect of exercise duration on session RPE at an individualized constant workload. *Eur J Appl Physiol*. 2009;107:501-7.

3. ESTUDO - 1

COMPARAÇÃO DE DOIS PROTOCOLOS PARA AVALIAR O LIMIAR DE FADIGA ELETROMIOGRÁFICO

3.1. RESUMO

Limiar de fadiga eletromiográfico (LF_{EMG}) pode ser definido como a maior atividade eletromiográfica que pode ser sustentada sem fadiga. Para determinar essa variável é possível realizar os testes em dias distintos ou em um único dia. Assim o objetivo desse estudo é verificar a concordância entre dois protocolos para determinar o LF_{EMG} . Para isso o LF_{EMG} dos músculos deltóide anterior (DA), deltóide médio (DM), deltóide posterior (DP) e trapézio superior (TRA) durante a abdução isométrica do ombro no plano escapular foram determinados em 24 indivíduos. No primeiro protocolo, quatro cargas (20, 30, 40 50% da contração isométrica voluntária máxima) foram usadas em dias distintos em testes até a exaustão. No segundo protocolo as mesmas quatro cargas foram usadas dentro de um único dia. No primeiro protocolo a mediana e quartis (1° e 3°) dos LF_{EMG} foram: DA = 16,4 (13,6 e 29,8); DM = 26,8 (18,4 e 36,3); DP = 28,5 (19,2 e 38,2) e TRA = 14,3 (7,8 e 21,7). Para o segundo protocolo os LF_{EMG} foram: DA = 15,7 (7,3 e 22,7); DM = 26,5 (18,9 e 34,1); DP = 23,6 (17,4 e 31,2); TRA = 15,7 (12,6 e 22,7). A confiabilidade dos protocolos foi avaliada pelo coeficiente de correlação intraclasse (CCI), que apresentaram valores entre fraco e moderado ou negativo e *Bland e Altman* e seus limites de concordância (LC 95%). A diferença da média (\bar{d}) do DA foi = 0,11 [-1,35; 1,58], DM \bar{d} = 0,00 [-0,48; 0,48], DP \bar{d} = 0,00 [-0,50; 0,58] e TRA \bar{d} = -0,08 [-0,99; 0,84]. Conclui-se que apesar de ser possível determinar o LF_{EMG} em um único dia e das medianas entre os protocolos serem próximas, parece que os resultados não são equivalentes. Também não há diferença entre o LF_{EMG} dos músculos DA, DP, DM e TRA.

Descritores: Ombro, Eletromiografia, Fadiga muscular, reprodutibilidade dos resultados

3.2. ABSTRACT

The electromyographic fatigue threshold (EMG_{FT}) can be associated with the onset of neuromuscular fatigue. The determination of EMG_{FT} involves the rate of rises in EMG in different loads and these loads can be evaluated different days or in a single day. The goal of this study was to verify the agreement between two protocols to determine the EMG_{FT} . The muscles anterior deltoid (AD), medium deltoid (MD), posterior deltoid (PD) and upper trapezius (UT) were evaluated to determine its EMG_{FT} during the scapular plane arm abduction. 24 subjects were evaluated in two different protocols, the first one consists of four loads (20, 30, 40 50% of maximum voluntary contraction) tested until exhaustion on four different days. The second protocol consisted in testing four loads in a single day. The results are the follow: The first protocol present median and quartiles of EMG_{FT} of AD= 16.4 (13.6 and 29.8); MD= 26.8 (18.4 and 36.3); PD= 28.5 (19.2 and 38.2); UT =14.3 (7.8 and 21.7); the second protocol the EMG_{FT} were AD= 15.7 (7.3 and 22.7); MD= 26,5 (18.9 and 34.1); PD= 23.6 (17.4 and 31.2); UT= 15.7 (12.6 and 22.7). The agreement was evaluated by the Bland & Altman test and Intraclass Correlation Coefficient (ICC) with variables transformed in logarithm. The AD present a median difference (\bar{d}) of = 0.11 and 95% of Limit of Agreement (LA) = [-1.35; 1.58]; The MD: \bar{d} = 0.00 e 95% LA= [-0.48; 0.48], The PD: \bar{d} = 0.0 e 95% LA = [-0.50; 0.58]; The UT: \bar{d} = -0.08 e 95% LA = [-0.99; 0.84]. The ICC values between protocols showed weak, moderate or negative values. The conclusion is that despite the possibility to determine EMG_{FT} in a single day it seems that the results between the protocols are no equivalent. Furthermore there is no difference between the EMG_{FT} of AD, MD, PD and UT.

Key Words: Shoulder, Electromyography, Muscular fatigue, Reproducibility of Results

3.3. INTRODUÇÃO

A fadiga pode ser definida como uma diminuição da capacidade máxima em produzir força ou torque¹. Vários fatores interferem no seu desenvolvimento e entre eles existem mecanismos cardiovasculares, energéticos, biomecânicos, termorregulatórios, psicológicos e neuromusculares (esses últimos ainda podem ser divididos em centrais e periféricos)². Quando presente, a fadiga pode alterar o adequado funcionamento da articulação envolvida. No caso da articulação do ombro, que necessita de grande liberdade de movimento, a fadiga pode causar alterações na cinemática escapular^{3,4}, proporcionar instabilidade da articulação glenoumeral³⁻⁵ e lesões no manguito rotador⁶.

Durante um exercício, a atividade muscular precisa sofrer alterações ao longo do tempo para manter a mesma carga, assim alterações das concentrações de íons e aumento do *drive* central proporcionam a manutenção da contração muscular^{7,8}. Alguns autores sugeriram que em contrações submáximas podem ocorrer tanto uma redução na atividade eletromiográfica como redução da força caso não ocorra o aumento do *drive* central⁹⁻¹¹, porém nesses casos a razão entre força e atividade elétrica (chamada eficiência neuromuscular) seria mantida devido à proporcionalidade das grandezas^{12,13}. Esses fatores possibilitam o uso da eletromiografia de superfície como instrumento para avaliar a fadiga.

Ainda por meio da amplitude do sinal eletromiográfico é possível determinar o limiar de fadiga eletromiográfico (LF_{EMG}), que seria a maior atividade elétrica muscular que pode ser sustentada sem fadiga durante uma atividade^{14,15}. O LF_{EMG} foi proposto por deVries et al.¹⁴ quando esses autores procuravam entender se essa variável correspondia a mudanças do metabolismo anaeróbio para o aeróbio da mesma forma que a força crítica, conforme modelo proposto por Monod e Scherrer¹⁶. Inicialmente o LF_{EMG} foi determinado durante testes no cicloergômetro¹⁴ e portanto foi denominado de potência crítica. Posteriormente a avaliação do LF_{EMG} começou a ser realizado em exercícios isométricos¹⁷⁻¹⁹.

Para o cálculo do LF_{EMG} é necessário que pelo menos três testes em cargas diferentes sejam efetuados^{14,15}. Devido ao tempo de recuperação necessário em atividades de longa duração, os testes são normalmente realizados em dias diferentes. Contudo essa prática exige

que os eletrodos sejam reposicionados constantemente e com isso pode haver uma redução na confiabilidade dos dados eletromiográficos²⁰⁻²²; além disso, existe a inconveniência de o indivíduo testado precisar se deslocar por várias vezes até local de teste. Todavia, nos casos em que a atividade a ser testada é de curta duração seria possível realizar todos os testes para determinar o LF_{EMG} em um único dia, pois o tempo de recuperação dessas atividades é pequeno. Assim essa conduta poderia melhorar a viabilidade na determinação do LF_{EMG} e precisa ser testada.

3.4. OBJETIVOS

3.4.1. Objetivo Geral

Verificar a confiabilidade entre protocolos de um dia e quatro dias para determinar o LF_{EMG} .

3.4.2 Objetivos Específicos

Comparar os protocolos de um dia ou dias distintos para determinar o LF_{EMG} ;

Determinar o LF_{EMG} durante a abdução isométrica do ombro;

Comparar o LF_{EMG} entre os músculos envolvidos durante a abdução isométrica do ombro;

Verificar se o tempo de recuperação foi suficiente para desenvolver uma adequada CIVM após exaustão.

3.5. HIPÓTESES

Não há diferença entre os protocolos para avaliar o LF_{EMG} ;

Não há diferença tanto na força como na eficiência neuromuscular verificadas antes e após o término dos testes.

Não há diferença entre o LF_{EMG} dos músculos avaliados;

3.6. MÉTODO

3.6.1 Participantes

Para estimar o tamanho da amostra foi utilizada uma equação derivada do intervalo de confiança que usa o desvio padrão e margem de erro esperada²³. Para isso foi adotada uma frequência média de 135 Hz, desvio padrão de 22 Hz e margem de erro esperada de nove Hz provenientes de um estudo piloto²⁴. O alfa foi adotado em 5% e poder de 80%. Foi estimado um número mínimo de 23 participantes.

Os critérios de inclusão da amostra foram: indivíduos do gênero masculino com idade entre 19 e 25 anos, sem qualquer distúrbio músculo-esquelético, que não realizam treinamento para os músculos deltóide e trapézio ou esportes que envolvam os membros superiores. Os critérios de exclusão foram dor, restrição de movimento no ombro ou história de lesões músculo-esqueléticas há menos de um ano em pescoço, coluna e membros superiores. Todos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo comitê de ética da Universidade Estadual de Londrina (CEP 167/06). Foram avaliados 24 homens cujas características são apresentadas na tabela 1.

Tabela1. Características da amostra

	Média	Desvio Padrão	Valor Mínimo	Valor Máximo
Idade (anos)	22,5	2,1	19	25
Massa (kg)	71,8	11,2	59	105
Estatura (cm)	176,7	6,8	160	190

3.6.2 Equipamentos e Colocação dos Eletrodos

Para obtenção dos sinais eletromiográficos foi utilizado um eletromiógrafo de superfície com dezesseis canais (EMG System do Brasil), composto por um conversor A-D (analógico-digital) de doze bits de resolução. Cada canal é acoplado a dois eletrodos ativos e um de referência. Os eletrodos circulares de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) foram conectados a um pré-amplificador de alta impedância (1.0×10^{12} Ohm), com ganho de 20 x, razão de rejeição do modo comum maior que 100 dB. Os sinais foram ajustados para 2000 amostras por segundo e o filtro numa frequência de passagem de 20 a 450 Hz. A aquisição desses sinais foi feita por um computador Pentium IV (2.00 GHz) com o programa AqDados, 5.0.

Os eletrodos de superfície foram posicionados em paralelo às fibras musculares do ombro dominante nos músculos: deltóide (nas porções anterior, média e posterior) e trapézio superior. A distância entre os eletrodos (centro-a-centro) foi de dois centímetros. Para colocação dos eletrodos os músculos foram localizados por meio da palpação, precedido por tricotomia e limpeza do local. O eletrodo de referência foi colocado no punho do membro não dominante. Todo o procedimento de colocação e posicionamento dos eletrodos seguiu as recomendações do projeto *SENIAM (Surface-EMG for the Non Invasive Assessment of Muscle)*²⁵.

3.6.3 Testes de Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM)

Esses testes foram utilizados para determinar a carga durante os testes até a exaustão. Para isso, três testes de abdução isométrica do ombro no plano escapular com duração de cinco segundos foram realizados. Entre cada teste houve um intervalo de cinco minutos e o maior valor foi utilizado como referência. Para o teste de CIVM o participante deveria estar em pé realizando o movimento de abdução do ombro no plano escapular com o cotovelo em extensão. A abdução foi feita no sentido de tracionar uma célula de carga (tração/compressão - Modelo SV – 200 kg) fixada no solo. Para isso o participante segurava uma manopla. Uma fita adesiva foi colocada ao solo para indicar a posição do ombro à 30° de flexão horizontal (plano escapular).

3.6.4 Primeiro protocolo de exaustão

O teste até a exaustão desse protocolo avaliou quatro cargas (20, 30, 40 e 50% da CIVM) em dias separados por um tempo máximo de 20 dias e mínimo de dois dias. A ordem foi feita por sorteio simples. Durante os testes até exaustão o participante foi orientado a manter os limites de $\pm 10\%$ da força. O teste só seria interrompido quando o participante não mantivesse os limites de força estipulados ou voluntariamente relatasse incapacidade de continuar.

Nesse protocolo, a partir do segundo dia antes do teste até a exaustão, primeiramente foi feita uma CIVM com duração de cinco segundos seguida de 10 minutos de descanso antes do teste até a exaustão para normalização do sinal. Finalizado o teste até a exaustão foi feita uma segunda CIVM de cinco segundos, depois de 10 minutos de repouso, para avaliar a recuperação após fadiga.

3.6.5 Segundo protocolo de exaustão

Os testes de abdução isométrica do ombro no plano escapular até a exaustão foram feitos todos no mesmo dia com as mesmas cargas do primeiro protocolo (20, 30, 40 e 50% da CIVM). Da mesma forma que o primeiro protocolo, durante os testes até exaustão o participante foi orientado a manter os limites de $\pm 10\%$ da força. O teste só seria interrompido quando o participante não mantivesse os limites de força estipulados ou relatasse incapacidade de continuar. O intervalo de repouso entre cada carga foi de 10 minutos. Após 10 minutos do teste com a última carga foi realizado mais uma CIVM de cinco segundo para avaliar a recuperação. O sinal eletromiográfico foi normalizado pelo valor obtido na CIVM pré-teste até exaustão.

3.6.6 Determinação do Limiar de Fadiga Eletromiográfico (LF_{EMG})

A regressão dos valores da RMS em função do tempo para cada carga resultou em um respectivo coeficiente angular. Um segundo gráfico relacionou os respectivos coeficientes angulares com a carga. O LF_{EMG} de cada músculo foi determinado pela extrapolação da reta obtida no segundo gráfico até o eixo das ordenadas (Figura 3). O LF_{EMG} só seria considerado se o valor do coeficiente de determinação (R^2) fosse maior que 0,85, caso o mesmo não fosse encontrado com as quatro cargas de teste uma delas seria retirada para verificar o aumento do coeficiente^{14,18}.

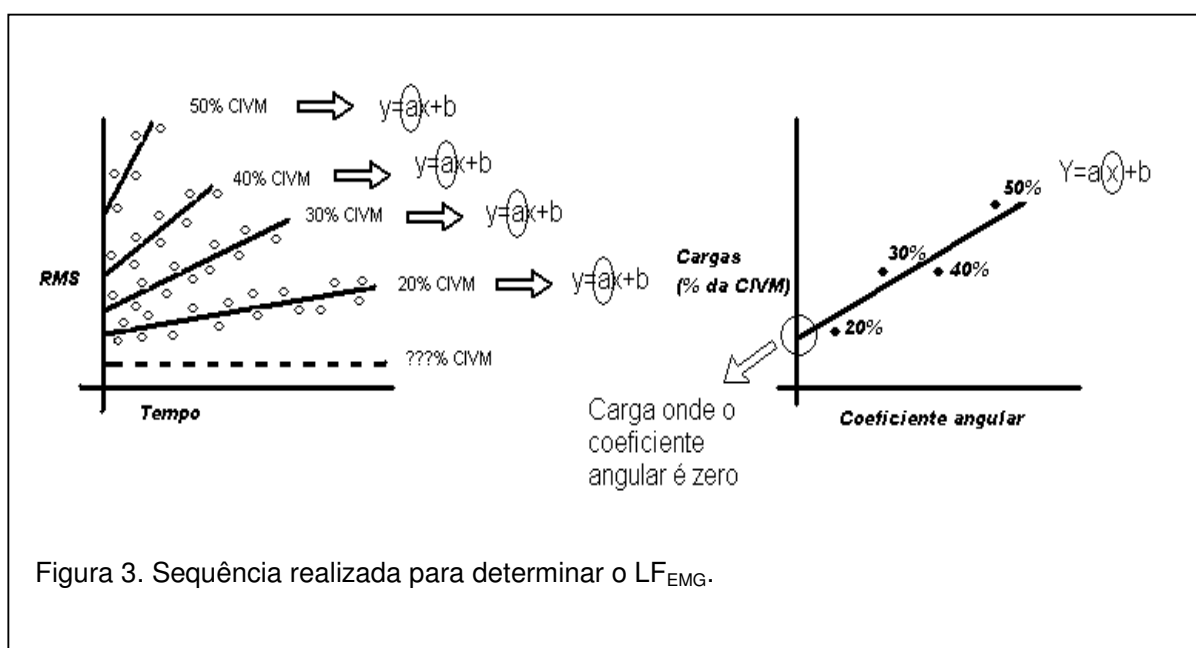


Figura 3. Sequência realizada para determinar o LF_{EMG} .

3.6.7 Cálculo da eficiência neuromuscular

A eficiência neuromuscular foi calculada pela razão entre as variáveis força e atividade eletromiográfica (volt/kgf).

3.6.8 Análise Estatística

As distribuições de normalidade das variáveis envolvidas no estudo foram determinadas por meio do teste de *Shapiro-Wilk*. As variáveis que assumiram os pressupostos necessários para serem apresentados em forma de média e desvio padrão foram: idade, massa, estatura e eficiência neuromuscular. Já a variável LF_{EMG} foi apresentada em forma de mediana com seus respectivos quartis (1° e 3°).

Para verificar a diferença entre o LF_{EMG} de cada músculo foi utilizada a análise de variância (ANOVA) de medidas repetidas, na qual os músculos foram considerados fatores entre grupos (*between-subject*) e os protocolos os fatores dentro do grupo (*within-subject*). Para determinar a diferença entre a eficiência neuromuscular antes e após os protocolos também foi utilizado a ANOVA de medidas repetidas (músculos foram considerados entre grupos e as situações antes e depois do protocolo foram considerados fatores dentro do grupo). Para isso o teste de esfericidade de *Mauchly's W* foi aplicado e, caso este fosse violado, correções técnicas seriam realizadas por meio do teste de *Greenhouse-Geisser*. Caso o teste *F* fosse significativo seria utilizada a análise de comparações múltiplas pelo teste de *Tukey*.

Para determinar a confiabilidade da variável LF_{EMG} entre os protocolos foram utilizados o coeficiente de correlação intraclassa (CCI) (fator único – efeito aleatório) junto ao teste de *Bland e Altman*²⁶. Devido ao proporcional aumento das diferenças (eixo y) conforme aumentava a média (eixo x) no teste de *Bland e Altman*, a transformação logarítmica foi usada para esses cálculos²⁷. A significância foi estipulada em 5% ($P < 0,05$) e para as análises foram utilizados os seguintes programas: SPSS versão 15.0 e *MedCalc* 10.0.1.0.

3.7 RESULTADOS

Os valores de LF_{EMG} , apresentados em porcentagem da CIVM, para cada protocolo são apresentados na tabela 2. Essa tabela ainda mostra que não há diferença no LF_{EMG} entre os músculos, independente do protocolo utilizado. A tabela 3 mostra os valores da variável LF_{EMG} , em porcentagem da CIVM, transformada em logaritmo para cada protocolo.

Tabela 2. Porcentagem da atividade eletromiográfica obtida em cada um dos protocolos.

	Tipo de protocolo de teste	
	Cargas testadas em único dia	Cargas testadas em dias distintos
	Mediana (1° e 3° quartil)	Mediana (1° e 3° quartil)
Deltóide Anterior	16,4 (13,6 e 29,8)	15,7 (7,3 e 22,7)
Deltóide Médio	26,8 (18,4 e 36,3)	26,5 (18,9 e 34,1)
Deltóide Posterior	28,5 (19,2 e 38,2)	23,6 (17,4 e 31,2)
Trapézio Superior	14,3 (7,8 e 21,7)	15,7 (12,6 e 22,7)
<i>P</i> entre os músculos	<i>P</i> >0,05	<i>P</i> >0,05

Tabela 3. Logaritmo da porcentagem da atividade eletromiográfica obtida em cada protocolo.

	Tipo de protocolo de teste	
	Cargas testadas em único dia	Cargas testadas em dias distintos
	Mediana (1° e 3° quartil)	Mediana (1° e 3° quartil)
Deltóide Anterior	1,22 (1,13 e 1,48)	1,2 (0,97 e 1,36)
Deltóide Médio	1,42 (1,26 e 1,55)	1,42 (1,27 e 1,53)
Deltóide Posterior	1,45 (1,28 e 1,58)	1,38 (1,27 e 1,50)
Trapézio Superior	1,16 (0,93 e 1,34)	1,19 (1,10 e 1,35)
<i>P</i> entre os músculos	<i>P</i> >0,05	<i>P</i> >0,05

Os valores da confiabilidade entre os protocolos são apresentados na tabela 4. Essa tabela permite visualizar que os valores de CCI para deltóide anterior e trapézio superior são negativos e apresentam grande variação no limite de concordância no *Bland e Altman*. Os valores de deltóide médio e posterior apresentam menor variação no LC quando comparados aos outros músculos testados.

Tabela 4. Valores de consistência interna entre os protocolos

	CCI		<i>Bland e Altman</i>			
	CCI	IC 95%	\bar{d}	DP da \bar{d}	IC 95% da \bar{d}	LC 95%
Deltóide Anterior	-0,99	-3,73;0,16	0,11	0,74	-0,21;0,45	-1,35;1,58
Deltóide Médio	0,50	-0,13;0,78	0,00	0,24	-0,10;0,10	-0,48;0,48
Deltóide Posterior	0,80	0,54;0,92	0,04	0,27	-0,08;0,15	-0,50;0,58
Trapézio Superior	-0,47	-2,50;0,38	-0,08	0,46	-0,28;0,13	-0,99;0,84

CCI = coeficiente de correlação intraclassa (um fator – efeito aleatório); DP = desvio padrão, IC = intervalo de confiança e LC = limite de concordância.

As comparações de força durante as CIVMs medidas antes do protocolo até exaustão e após 10 minutos do término do teste não apresentaram diferenças estatisticamente significante no protocolo que testa as cargas em dias distintos. O mesmo aconteceu no protocolo que testa as cargas em um único dia, onde as CIVMs são medidas nas situações antes do teste até exaustão e depois de quatro cargas terem sido testadas com intervalos de 10 minutos (Tabela 5).

As figuras 4-7 mostram a eficiência neuromuscular antes do teste de exaustão e após a recuperação no protocolo que usa dias separados, já a figura 8 mostra a eficiência neuromuscular no protocolo que testa todas as cargas em um único dia. Não houve diferença na eficiência neuromuscular comparada antes e após o teste até exaustão em qualquer um dos protocolos.

Tabela 5. Força durante a CIVM no movimento de abdução isométrica do ombro.

Força (kgf)	Tipo de protocolo de teste				
	Cargas testadas em único dia	Cargas testadas em dias distintos			
		Média (DP)	Média (DP)		
		20	30	40	50
Pré-exaustão	8,3 (1,4)	8,2 (1,6)	8,2 (1,6)	8,3 (1,6)	8,1 (1,6)
Após Recuperação	8,0 (1,4)	7,8 (1,3)	8,0 (1,4)	7,9 (1,2)	7,9 (1,3)

Não houve diferença com significância para qualquer comparação

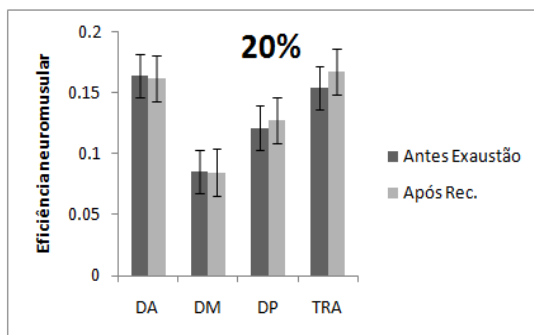


Figura 4.

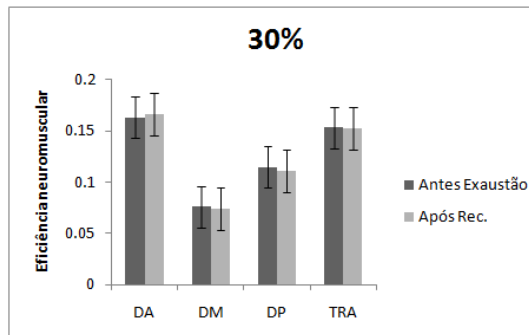


Figura 5.

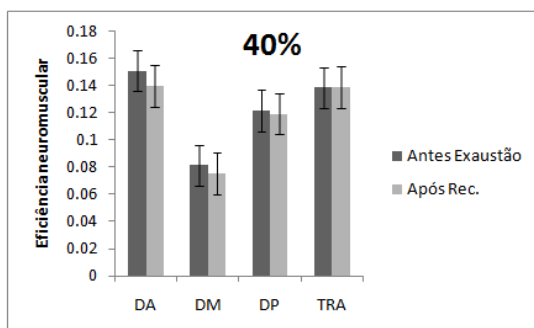


Figura 6.

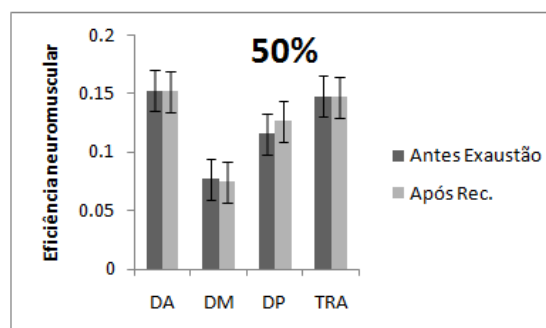


Figura 7.

Figuras 4-7. Eficiência neuromuscular (em volt/kgf) nas situações 1) Antes do até exaustão e 2) Após 10 minutos de término do teste (recuperação), em protocolo que testa as cargas em dias distintos. As comparações antes e após o teste não apresentaram diferença com significância para qualquer músculo em qualquer carga. (após rec. = após recuperação; DA = deltóide anterior; DM = deltóide médio; DP = deltóide posterior e TRA = trapézio superior).

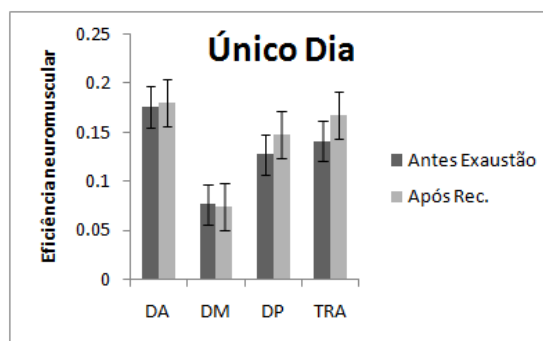


Figura 8. Eficiência neuromuscular (em volt/kgf) nas situações 1) Antes do teste até exaustão e 2) Após 10 minutos de término do teste. As comparações antes e após o teste não apresentaram diferença com significância para qualquer músculo. (após rec. = após recuperação; DA = deltóide anterior; DM = deltóide médio; DP = deltóide posterior e TRA = trapézio superior).

3.8. DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo rejeitam a primeira hipótese de que não haveria diferença entre os protocolos para avaliar o LF_{EMG} . O limite de concordância entre os protocolos apresenta variação muito grande e os valores de CCI são fracos com exceção do músculo deltóide posterior que apresenta melhor valor de CCI. Bland & Altman²⁸ sugeriram que é essencial a interpretação clínica ao analisar os valores apresentados no gráfico de diferença das médias. Assim para tomar a decisão sobre a concordância entre duas técnicas é fundamental considerar a magnitude da diferença encontrada. Os resultados do presente estudo apresentam valores de mediana próximos entre os protocolos e a diferença da média (\bar{d}) foi pequena, contudo considerando os três fatores 1) amplitude dos quartis; 2) o desvio padrão da diferença da média e 3) o limite de concordância, é possível perceber que o LF_{EMG} pode variar o dobro do seu valor médio entre os protocolos.

Não houve diferença entre a força durante a CIVM avaliada antes e após os protocolos para determinar o LF_{EMG} , o mesmo aconteceu com os valores de eficiência neuromuscular e assim a segunda hipótese pode ser aceita. Esses resultados sugeriram que o tempo de recuperação foi suficiente para inibir qualquer decréscimo de força decorrente de redução do

drive central. Esses resultados diferem dos apresentados por Nicolas et al.¹³ que apresentam redução do torque até 10 minutos após o teste de exaustão além de redução da atividade eletromiográfica até cinco minutos depois do teste de flexão isométrica do cotovelo. Já no estudo de Nicolas et al.¹³ ocorreu uma manutenção da eficiência neuromuscular pela modificação das duas variáveis, diferente do presente estudo que a manutenção da eficiência neuromuscular foi devido a não alteração em nenhuma das grandezas envolvidas. A diferença entre os resultados dos estudos pode ser explicada pela articulação envolvida, já que Nicolas et al.¹³ avalia a cabeça longa do músculo bíceps braquial durante a flexão isométrica do cotovelo. A dependência da tarefa²⁹ pode ser outro fator que explica os diferentes resultados, já que a comparação entre as atividades de abdução do ombro e flexão do cotovelo utilizam estratégias diferentes de ativação em músculos de propriedades distintas.

Não houve diferença entre os LF_{EMG} dos músculos testados, assim a terceira hipótese pôde ser aceita. Esse resultado pode ser explicado devido às características da atividade proposta e da amostra, pois apesar dos músculos terem funções diferentes durante a abdução isométrica do ombro³⁰, todos eles devem trabalhar de maneira harmônica para manter uma estabilidade glenoumeral adequada³¹, portanto encontrar LF_{EMG} diferente entre os músculos poderia ser indesejável para manutenção dessa atividade. Em situações especiais, como na instabilidade da articulação glenoumeral, essa coordenação harmoniosa pode ser afetada^{32,33}, assim seria interessante conduzir outros estudos para determinar se existe diferença nos LF_{EMG} de sujeitos com instabilidade glenoumeral ou impacto subacromial.

Alguns autores têm criado critérios para determinação do LF_{EMG} , por exemplo, Hug et al.³⁴ usam a flexão isométrica do cotovelo como modelo de teste para determinar o LF_{EMG} da cabeça longa do bíceps braquial. Os autores só conseguiram encontrar o LF_{EMG} para três dos oito indivíduos avaliados. Esses autores usam os seguintes critérios de validade para determinar o LF_{EMG} : coeficiente de determinação maior que 0,85, regressão linear positiva e erro padrão do LF_{EMG} menor que 5%. Já para deVries et al.¹⁴ o único critério de validade era o coeficiente de determinação maior que 0,60, critério esse que foi seguido por Hendrix et. al.³⁵.

Alguns autores fizeram a comparação entre o LF_{EMG} e a força crítica para a flexão do cotovelo¹⁸ e extensão do joelho¹⁹, o resultado foi que o LF_{EMG} normalmente apresenta valores de porcentagem da CIVM maiores que os valores de força crítica, portanto os superestimando. Esse é um fator importante devido à oclusão vascular que pode ocorrer caso a contração muscular seja grande. Segundo Edwards et al.³⁶ em contrações isométricas do quadríceps acima de 20% da CIVM ocorre redução do fluxo sanguíneo, fator que é determinante para manutenção da atividade muscular. Contudo a porcentagem da CIVM que faz obstrução vascular depende do tipo de fibra muscular avaliada, por exemplo, Sadamoto et al.³⁷ estudaram a redução do fluxo sanguíneo durante a flexão do cotovelo, extensão do joelho e flexão plantar e encontraram valores entre 50 e 64% da CIVM dependendo da articulação e atividade proposta.

O sistema energético usualmente precisa de 75 segundos para equivalência entre as vias aeróbias e anaeróbias em contrações máximas³⁸, com isso uma redução do aporte sanguíneo pode ser limitante na contração muscular adequada em exercícios de longa duração. Esse é outro fator que deve ser considerado, além da redução do drive central, para determinação do LF_{EMG} . O presente estudo apresenta valores de LF_{EMG} menor que 20% da CIVM para deltóide anterior e trapézio superior em qualquer dos protocolos de teste, porém valores de oclusão vascular específicos dessa musculatura não foram encontrados. A oclusão do fluxo sanguíneo pode proporcionar além de alterações na produção de força, com conseqüente aumento da atividade eletromiográfica, modificar também o limiar ventilatório por meio de fatores neurogênicos³⁹. Portanto o estudo de outras variáveis para determinar o LF_{EMG} também deve ser considerado nos próximos estudos, assim seria possível obter melhor compreensão do exercício testado.

3.9. CONCLUSÃO

O uso do protocolo para determinar o LF_{EMG} testado em um único dia como substituição ao protocolo que testa as cargas em dias separados apresentou problemas de confiabilidade. Apesar de ser possível a determinação do LF_{EMG} em um único dia, caso sejam respeitados os períodos adequados de recuperação entre os testes, o LF_{EMG} apresentado por esse protocolo pode não ser equivalente aos resultados encontrados no protocolo que avalia as cargas em dias distintos. Contudo não há diferença no LF_{EMG} entre os músculos trapézio superior, deltóides anterior, médio e posterior durante o movimento de abdução isométrica do ombro.

3.10. REFERÊNCIAS

1. Bigland-Ritchie B, Rice CL, Garland SJ, Walsh ML. Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions. In: *Fatigue. Neural and muscular mechanisms*, edited by Gandevia SC, McComas AJ, Stuart DG, Thomas CK, New York: Plenum Press, 1995:361-80.
2. Abbiss CR, Laursen PB. Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling. *Sports Med.* 2005;35:865-98.
3. Ebaugh DD, McClure PW, Karduna AR. Scapulothoracic and glenohumeral kinematics following an external rotation fatigue protocol. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36:557-71.
4. Lukasiewicz AC, McClure P, Michener L, Pratt N, Sennett B. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999;29:574-83.
5. Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology Part I: pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy.* 2003;19:404-20.
6. Ludewig PM, Reynolds JF. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39:90-104.
7. Fowles JR, Green HJ, Tupling R, O'Brien S, Roy BD. Human neuromuscular fatigue is associated with altered Na⁺-K⁺-ATPase activity following isometric exercise. *J Appl Physiol.* 2002;92:1585-93.
8. Shushakov V, Stubbe C, Peuckert A, Endeward V, Maassen N. The relationships between plasma potassium, muscle excitability and fatigue during voluntary exercise in humans. *Exp Physiol.* 2007;92:705-15.
9. Hunter SK, Lepers R, MacGillis CJ, Enoka RM. Activation among the elbow flexor muscles differs when maintaining arm position during a fatiguing contraction. *J Appl Phys.* 2003;94:2439-47.

10. Arendt-Nielsen I, Mills KR. Muscle fiber conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contractions of human quadriceps. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1988;58:20-5.
11. Fuglevand AJ, Zackowski KM, Huey KA, Enoka RM. Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces. *J Physiol*. 1993;460:549-72.
12. Bigland-Ritchie B, Jones DA, Hosking GP, Edwards RHT. Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle. *Clin Sci Mol Med*. 1978;54:609-14.
13. Nicolas A, Gauthier A, Trouillet J, Davenne D. The influence of circadian rhythm during a sustained submaximal exercise and on recovery process. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18:284-90.
14. DeVries HA, Moritani T, Nagata A, Magnussen K. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. *Ergonomics*. 1982;25:783-91.
15. Moritani T, Yoshitake Y. 1998 ISEK Congress Keynote Lecture: The use of electromyography in applied physiology. *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*. *J Electromyogr Kinesiol*. 1998;8:363-81.
16. Monod H, Scherrer J. The work capacity of a synergic muscular group. *Ergonomics*. 1965;8:329-38.
17. Cardozo AC, Gonçalves M. Electromyographic fatigue threshold of erector spinae muscle induced by a muscular endurance test in health men. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2003;43:377-80.
18. Hendrix CR, Housh TJ, Johnson GO, Weir JP, Beck TW, Malek MH, Mielke M, Schmidt RJ. A comparison of critical force and electromyographic fatigue threshold for isometric muscle actions of the forearm flexors. *Eur J Appl Physiol*. 2009;105:333-42.

19. Hendrix CR, Housh TJ, Johnson GO, Mielke M, Camic CL, Zuniga JM, Schmidt RJ. Comparison of critical force to EMG fatigue thresholds during isometric leg extension. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41:956-64.
20. Calaram MJ, McCarthy CJ, Oldham JA. The reliability of surface electromyography to assess quadriceps fatigue during multi joint tasks in healthy and painful knees. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19:172-80.
21. Arnall FA, Koumantakis GA, Oldham JA, Cooper RG. Between-days reliability of electromyographic measures of paraspinal muscle fatigue at 40, 50 and 60% levels of maximal voluntary contractile force. *Clin Rehabil.* 2002;16:761-71.
22. Ollivier K, Portero P, Maïsetti O, Hogrel JY. Repeatability of surface EMG parameters at various isometric contraction levels and during fatigue using bipolar and Laplacian electrode configurations. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15:466-73.
23. Rosner B. *Fundamentals of biostatistics.* Pacific Grove, CA: Duxbury Thomson Learning; 2000:562-66.
24. Rodrigues D, Kawano MM, Stabile GR, Cardoso JR. Electromyographic analysis of deltoid muscle fatigue during abduction on scapular and frontal planes. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2008;48:293-300.
25. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10:361-74.
26. Rankin G, Stokes M. Reliability of assessment tools in rehabilitation: an illustration of appropriate statistical analyses. *Clin Rehabil.* 1998;12:187-99.
27. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986;8:307-10.

28. Bland JM, Altman DG. A note on the use of the intraclass correlation coefficient in the evaluation of agreement between two methods of measurement. *Comput Biol Med.* 1990;20:337-40.
29. Hunter SK, Ryan DL, Ortega JD, Enoka RM. Task differences with the same load torque alter the endurance time of submaximal fatiguing contractions in humans. *J Neurophysiol.* 2002;88:3087-96.
30. Ludewig PM, Borstead JD. The shoulder complex. In: *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis.* By Levangie PK and Norkin C. Philadelphia: F.A Davies Company, 2005:233-66.
31. Ludewig PM, Reynolds JF. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39:90-104.
32. Illyés A, Kiss RM. Electromyographic analysis in patients with multidirectional shoulder instability during pull, forward punch, elevation and overhead throw. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15:624-31.
33. Matias R, Pascoal AG. The unstable shoulder in arm elevation: a three-dimensional and electromyographic study in subjects with glenohumeral instability. *Clin Biomech.* 2006; 21 Suppl 1:S52-8.
34. Hug F, Nordez A, Guével A. Can the electromyographic fatigue threshold be determined from superficial elbow flexor muscles during an isometric single-joint task? *Eur J Appl Physiol.* 2009;107:193-201.
35. Hendrix CR, Housh TJ, Johnson GO, Mielke M, Camic CL, Zuniga JM, Schmidt RJ. A new EMG frequency-based fatigue threshold test. *J Neurosci Methods.* 2009; 30:5-51.
36. Edwards RH, Hill DK, McDonnell M. My thermal and intramuscular pressure measurements during isometric contractions of the human quadriceps muscle. *J Physiol.* 1972;224:58P-9P.

37. Sadamoto T, Bonde-Petersen F, Suzuki Y. Skeletal muscle tension, flow, pressure, and EMG during sustained isometric contractions in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1983;51:395-408.
38. Gastin PB. Energy system interaction and relative contribution during maximal exercise. *Sports Med.* 2001;31:725-41.
39. 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.* 2004;24:25-32.

4. ESTUDO - 2

INFLUÊNCIA DA INTENSIDADE DE CONTRAÇÃO NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA E NA PERCEPÇÃO DE ESFORÇO DURANTE A ABDUÇÃO DO OMBRO

4.1 RESUMO

Os mecanismos de fadiga sofrem influências de sistemas centrais e periféricos. Conforme aumenta a intensidade do esforço são necessárias mudanças em ambos os sistemas para manutenção da tarefa, contudo ainda não se tem clareza da participação de cada um desses sistemas em atividades submáximas. Assim o objetivo desse estudo é verificar alterações na atividade eletromiográfica e na percepção de esforço como indicadores de fadiga durante a abdução do ombro dependendo da intensidade de exercício. Para isso foram avaliados os músculos deltóide anterior, médio, posterior e trapézio superior em 24 indivíduos que não apresentavam qualquer distúrbio músculo-esquelético. Os indivíduos realizaram o movimento de abdução isométrica do ombro no plano escapular em quatro cargas distintas (20, 30, 40 e 50% da contração isométrica voluntária máxima). Durante o teste o indivíduo deveria referir a percepção subjetiva de esforço (PSE) e a atividade era mantida até a exaustão. Os resultados mostraram que há diferença estatisticamente significativa entre as inclinações de PSE conforme aumenta a intensidade do exercício. Contudo as inclinações tanto da frequência mediana quanto da *Root Mean Square* (RMS) não apresentaram diferença com significância estatística conforme aumento da intensidade do esforço. Foram encontrados pontos de inflexão da atividade elétrica para a RMS, contudo esses pontos não estão associados com o aumento da intensidade do esforço. A conclusão desse estudo aponta para o aumento desproporcional da PSE em relação a atividade eletromiográfica conforme aumenta a intensidade da tarefa.

Descritores: Ombro, Eletromiografia, Percepção, Fadiga Muscular

4.2 ABSTRACT

The mechanisms of fatigue are influenced by central and peripheral systems. While exercise intensity increases there are changes in both systems to task maintenance. However the participation of each of these systems in sub maximal activity is not fully understood. The objective of this study is to verify changes in the rating of perceived exertion and electromyographic activity according to the intensity of the task. 24 subjects who did not present any musculoskeletal disorder were evaluated during scapular plane arm abduction in four different loads (20, 30, 40, and 50 % of the maximum voluntary contraction). The subject reports the rating of perceived exertion (RPE) during the task until exhaustion. The results presented that slope of RPE is significant difference between loads. However there is no difference in the Median Frequency slope or the Root Mean Square (RMS) slope with increasing task intensity. It was found inflection points of RMS signals however these points were not associated to task intensity increasing. The conclusion suggests a disproportional increase in RPE in relation to electromyographic activity when increasing the task intensity.

Key Words: Shoulder, Electromyography, Perception, Muscular Fatigue

4.3. INTRODUÇÃO

O complexo do ombro apresenta uma grande mobilidade, o que possibilita uma ampla variedade de posicionamentos para o membro superior. A articulação glenoumeral é uma das responsáveis por essa característica, pois apresenta a maior mobilidade no corpo humano com três graus de liberdade para translação e rotação e, portanto necessita de um complexo sistema muscular para sua estabilização¹. Durante a abdução do ombro o músculo deltóide apresenta sua maior ativação a 90 graus de abdução. Esse músculo é auxiliado pelo músculo trapézio superior que permite o posicionamento adequado da escápula^{2,3}. Em caso de mau funcionamento do trapézio superior, pode ocorrer uma depressão da escápula que conseqüentemente proporciona alteração da linha de ação do músculo deltóide. Por exemplo, a parte posterior do músculo deltóide tem uma função de compressão da articulação glenoumeral durante a abdução do ombro, enquanto que a parte anterior e média tem maior participação na abdução a partir dos 15 graus⁴. Contudo essa participação do deltóide posterior só é possível a partir de um posicionamento de elevação escapular adequado proporcionado pelo trapézio superior¹.

Assim alterações na participação de cada grupo muscular podem ser os responsáveis pela manutenção de uma atividade nos membros superiores. Além disso, alterações constantes desse mecanismo podem levar a lesões no manguito rotador e redução da amplitude de movimento do ombro^{1,5}.

Durante uma contração até exaustão acontecem mudanças no disparo das unidades motoras para manutenção da atividade física. Essas mudanças podem ser detectadas pela eletromiografia de superfície por meio de mudanças de frequência e amplitude do sinal eletromiográfico⁶. Geralmente é aceito que em cargas menores de exercício as fibras lentas apresentam maior participação, enquanto contrações em cargas maiores exigem o trabalho tanto de fibras rápidas quanto lentas⁷. Ainda, há indícios de que os parâmetros eletromiográficos são dependentes da intensidade do exercício, ou seja, conforme acontecem alterações nas cargas de exercício, também ocorrem modificações na participação de cada grupo muscular^{8,9}. Dessa forma é possível estudar alterações na participação muscular durante

uma tarefa extenuante e assim compreender os mecanismos de fadiga muscular envolvidos nessa atividade.

A fadiga pode ser definida como uma diminuição da capacidade máxima em produzir força ou torque¹⁰. Vários fatores interferem no seu desenvolvimento e recentemente alguns autores¹¹ propuseram que os mecanismos de fadiga não seriam provenientes apenas da deficiência de produção de energia nos músculos ativos, ou seja, os mecanismos não seriam apenas periféricos. Haveria então a participação do sistema nervoso central no controle do término do exercício que poderia ser verificada por um aumento na percepção subjetiva do esforço (PSE). Assim de forma subjetiva seria possível avaliar a participação do sistema nervoso central durante uma contração até a exaustão e inclusive prever algumas alterações musculares e centrais^{12,13}. Com isso a investigação da função muscular durante a abdução do ombro deve levar em conta fatores centrais e periféricos para melhor entendimento de mecanismos que podem interferir a manutenção desse exercício.

4.4. OBJETIVOS

4.4.1. Objetivo Geral

Verificar se há alteração na ativação muscular e na PSE durante a abdução do ombro dependendo da intensidade de exercício.

4.4.2. Objetivos Específicos

Comparar a inclinação entre as retas obtidas na PSE em diferentes intensidades.

Comparar a inclinação das retas de RMS e frequência mediana entre os músculos para cada carga;

Comparar o valor inicial e final de RMS e frequência mediana em cada músculo.

4.5. HIPÓTESES

Não há aumento da atividade elétrica muscular conforme aumenta a intensidade;

Não há diferença entre os músculos na mesma intensidade de esforço;

Não há diferença entre o valor inicial e final da atividade elétrica muscular.

Não há diferença entre as inclinações de PSE conforme aumenta a intensidade.

4.6. MÉTODO

4.6.1. Participantes

Foram avaliados 24 indivíduos do gênero masculino com idade entre 19 e 25 anos, sem qualquer distúrbio músculo-esquelético, que não realizam treinamento para os músculos deltóides e trapézio superior ou esportes que envolvam os membros superiores. Os critérios de exclusão foram dor, restrição de movimento no ombro ou história de lesões músculo-esqueléticas há menos de um ano em pescoço, coluna e membros superiores. Todos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo comitê de ética da Universidade Estadual de Londrina (CEP 167/06). Características dos participantes estão na tabela 6.

Tabela 6. Características da amostra

	Média	Desvio Padrão	Valor Mínimo	Valor Máximo
Idade (anos)	22,5	2,1	19	25
Massa (kg)	71,8	11,2	59	105
Estatura (cm)	176,7	6,8	160	190

4.6.2. Equipamentos e Colocação dos Eletrodos

Para obtenção dos sinais eletromiográficos foi utilizado um eletromiógrafo de superfície com 16 canais (EMG System do Brasil) composto por um conversor A-D (analógico-digital) de 12 bits de resolução. Cada canal é acoplado a dois eletrodos ativos e um de referência. Os eletrodos circulares de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) foram conectados a um pré-amplificador de alta impedância (1.0×10^{12} Ohm), com ganho de 20 x, razão de rejeição do modo comum maior que 100 dB. Os sinais foram ajustados para 2000 amostras por segundo.

Os eletrodos foram posicionados em paralelo as fibras musculares do ombro dominante nos músculos: deltóide anterior, médio, posterior e trapézio superior. A distância entre os eletrodos (centro-a-centro) foi de dois centímetros. Para colocação dos eletrodos os músculos foram localizados por meio da palpação, precedido por tricotomia e limpeza do local. O eletrodo de referência foi colocado no punho do membro não dominante. Todo o procedimento de colocação e posicionamento dos eletrodos seguiu as recomendações do projeto *SENIAM (Surface-EMG for the Non Invasive Assessment of Muscle)*.¹⁴

4.6.3. Testes de Contração Isométrica Voluntária Máxima

Os testes de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) foram utilizados para determinar a carga durante os testes até a exaustão. Para isso, três testes de abdução isométrica do ombro no plano escapular de cinco segundos foram realizados. Entre cada teste houve um intervalo de cinco minutos e o maior valor foi utilizado como referência. Para o teste de CIVM o participante estava em pé, o mesmo realizava o movimento de abdução do ombro no plano escapular com o cotovelo em extensão contra a resistência de uma célula de carga (tração/compressão - Modelo SV – 200 kg) fixada no solo. Uma fita adesiva foi colocada no solo para indicar a posição do ombro à 30º de flexão horizontal (plano escapular).

4.6.4. Protocolo de exaustão

Os testes de abdução isométrica do ombro no plano escapular até a exaustão foram feitos em dias distintos. Os mesmos eram separados por um período mínimo de 48 horas e máximo de 20 dias e as cargas dos testes (20, 30, 40, 50% da CIVM) foram escolhidas por meio de sorteio simples. Durante o teste até a exaustão o participante foi orientado a manter os limites de $\pm 10\%$ da força. O teste só seria interrompido quando o participante não mantivesse os limites de força estipulados ou voluntariamente relatasse incapacidade de continuar. Durante cada teste até a exaustão o sujeito foi orientado a relatar a PSE segundo a escala RPE (15 pontos)²¹ sem tempo pré-definido.

4.6.5 Processamento do sinal eletromiográfico e normalização pelo tempo

Primeiramente os sinais foram filtrados digitalmente empregando-se método de reconstrução do sinal no domínio da frequência. O filtro passa-faixas implementado foi ajustado para frequências de corte inferior $f_{\text{inf}}^{\text{corte}} = 20\text{Hz}$ e superior de $f_{\text{sup}}^{\text{corte}} = 450\text{Hz}$. Como a duração do teste variava entre sujeitos e intensidade do exercício, para fazer a análise estatística foi necessária a normalização do sinal de saída do EMG dos valores de tensão eficaz, V_{rms} [Volts] (RMS - *Root Mean Square*) e frequência mediana (FMD), em [Hz], pelo tempo final de exercício, t_{final} [seg]. Para isso, foram calculados os valores da tensão RMS e da FMD em janelas de 10% do t_{final} . Para obter a FMD foi utilizada a transformada rápida de *Fourier* (*FFT – Fast Fourier Transform*) com janela de *Hann* para o pré-processamento no intuito de reduzir eventuais efeitos de *aliasing*. A FMD e a tensão RMS foram normalizados pelo respectivos valores máximos referente a cada uma das variáveis durante o teste e expressos em porcentagem^{15,16}.

A análise detalhada da função V_{rms} versus tempo para cada indivíduo mostrou claramente um ponto de inflexão nas retas de ajuste (Figura 9). Estas retas de ajuste foram incluídas nos gráficos $\%V_{\text{rms}}^{\text{max}} \times \%time_{\text{end}}$ no intuito de determinar a porcentagem temporal na

qual essa inflexão acontecia. Em seguida, foi criado um procedimento para a obtenção da estimativa do ponto de quebra por meio de subrotinas em ambiente *Matlab*. Estas subrotinas consistiam em encontrar o ponto de intersecção entre duas retas de inclinações diferentes dentro do mesmo plano, obtendo-se coordenadas tempo percentual e V_{rms} percentual, além dos coeficientes angular e linear associadas às duas retas.

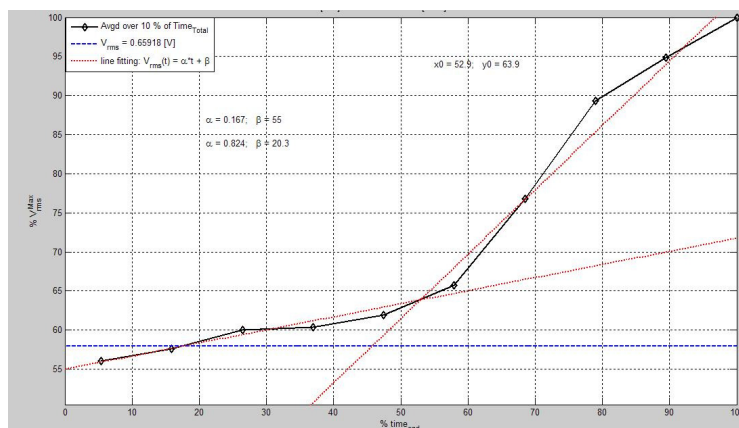


Figura 9. Representação da técnica para encontrar o ponto de inflexão.

4.6.6. Análise Estatística

Para verificar a distribuição de normalidade das variáveis: Idade, massa, estatura, inclinação das retas e atividade elétrica foi utilizado o teste de *Shapiro-Wilk*. Como os pressupostos foram assumidos as variáveis foram apresentadas de forma descritiva em média e desvio padrão.

Apesar do ponto de inflexão ser evidente em análises individuais, quando foi construído o gráfico com a média das retas foi encontrada uma linearidade (coeficiente de determinação maior que 0,80) para RMS em deltóide anterior, médio, e trapézio superior, contudo o deltóide posterior apresentou melhor coeficiente de determinação em equação do segundo grau. Já para a FMD foi encontrada linearidade em todos os músculos. Para a variável PSE a linearidade também foi assumida. Assim as variáveis que apresentaram linearidade foram comparadas pelo coeficiente angular.

Para verificar a diferença na atividade elétrica muscular ao longo do tempo e a diferença entre os coeficientes angulares foi utilizado a análise de variância (ANOVA) de medidas repetidas. Para isso o teste de esfericidade de *Mauchly's W*. foi aplicado e, caso violado foram usadas as correções técnicas pelo teste de *Greenhouse-Geisser*. Caso o teste *F* fosse significativo, a análise pelo teste de comparações múltiplas de *Tukey* seria usada.

A identificação dos locais de inclinação da curva foi categorizada da seguinte forma: tempo menor que 40%, entre 40 e 65% do tempo e maior que 65% do tempo. Para verificar associação entre intensidade e local de inclinação foi utilizado o teste do qui-quadrado para tendências. A significância foi estipulada em 5% ($P \leq 0,05$) e o programa SPSS versão 15.0 e *SigmaPlot* 7.101 foram utilizados para as análises.

4.7 RESULTADOS

Primeiramente são apresentados os gráficos de RMS e FMD discriminados por porcentagem do tempo em cada indivíduo para os músculos deltóide anterior e trapézio superior (Figuras 9-24). A tabela 7 mostra a localização do ponto de inflexão para cada músculo em cada carga em função da porcentagem do tempo.

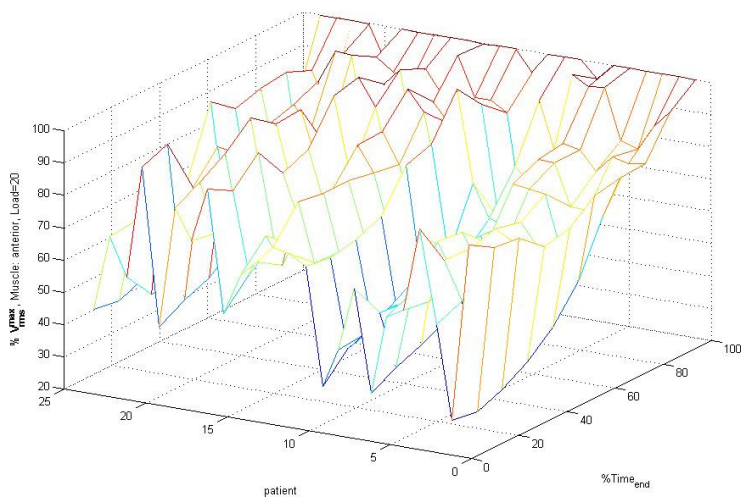


Figura 9. Porcentagem da RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 20%.

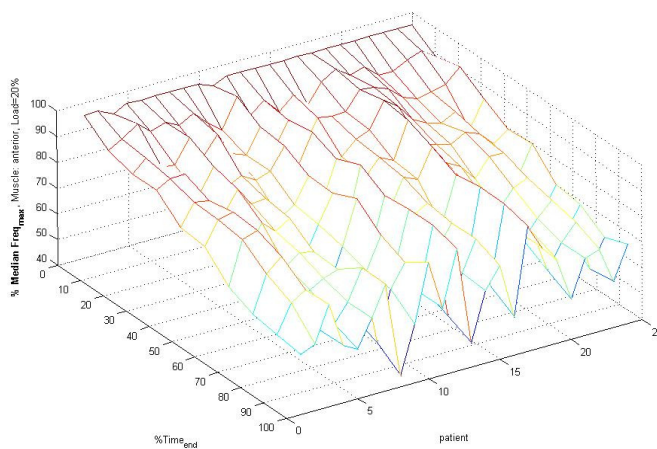


Figura 10. Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 20%.

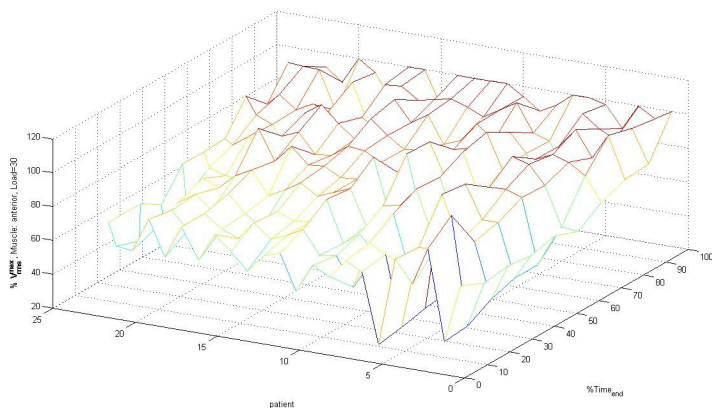


Figura 11. Porcentagem da RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 30%.

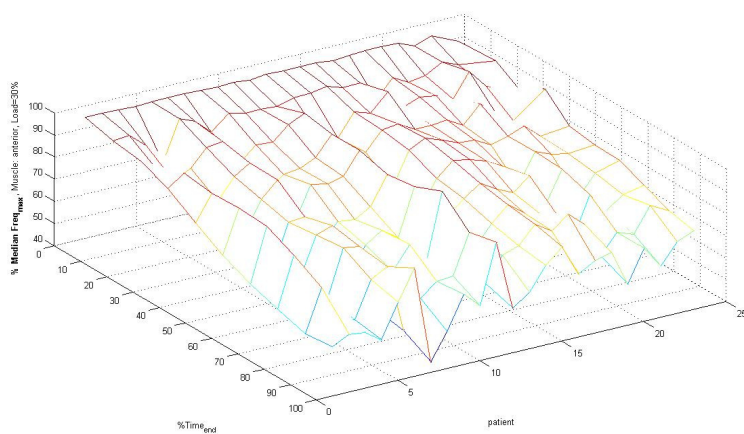


Figura 12. Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 30%.

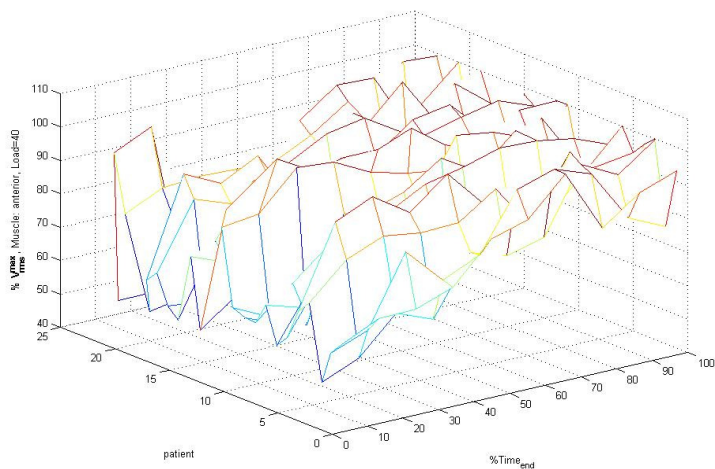


Figura 13. Porcentagem da RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 40%.

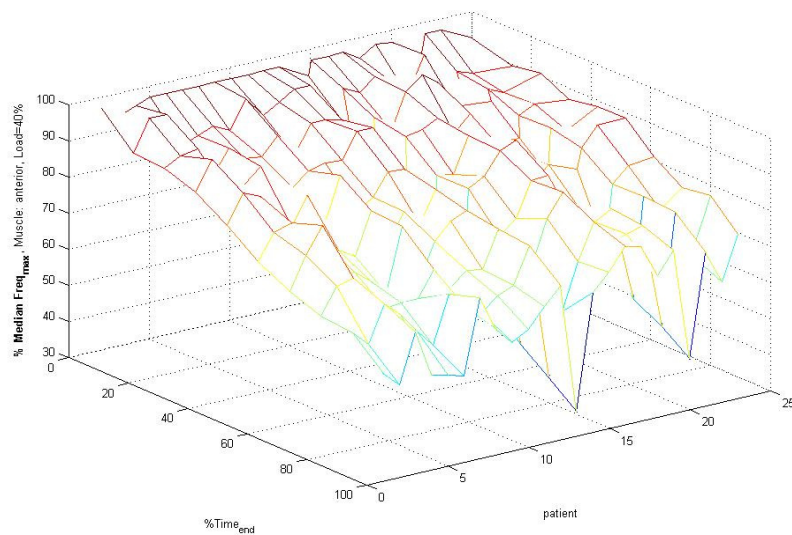


Figura 14. Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 40%.

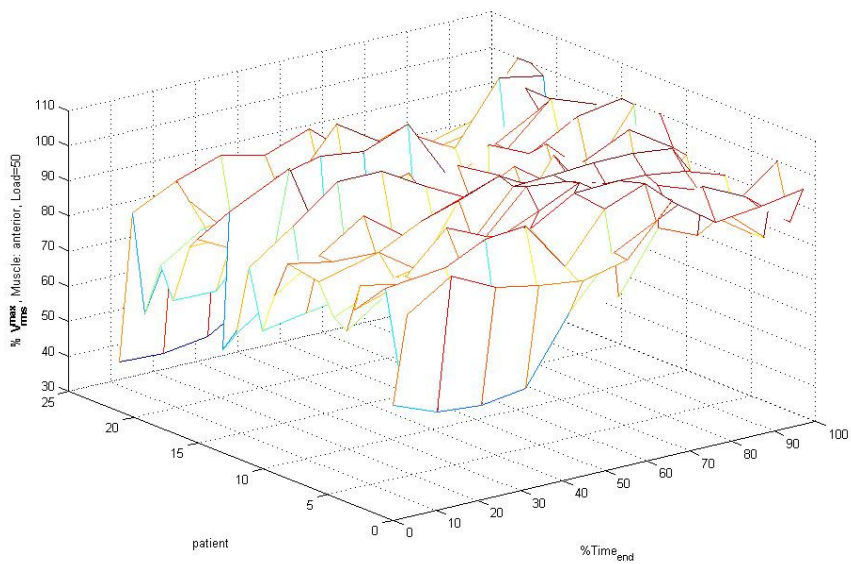


Figura 15. Porcentagem da RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 50%.

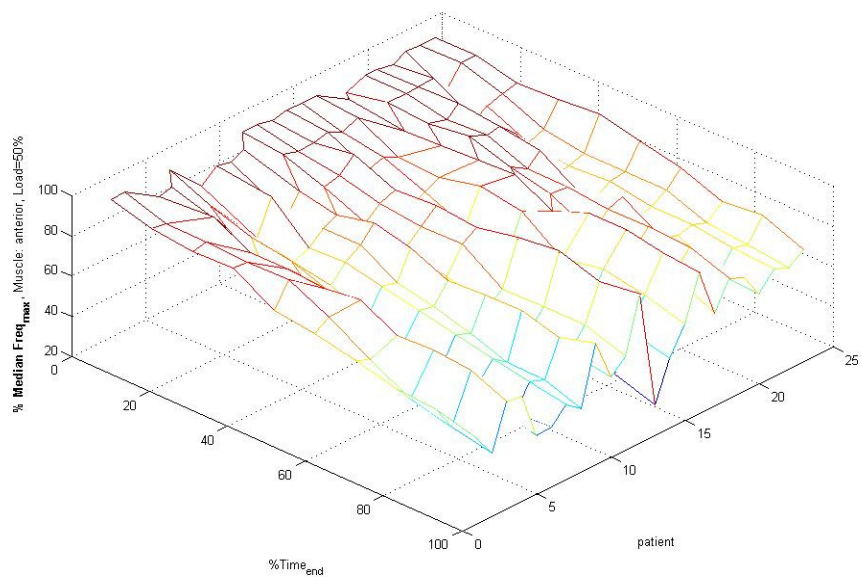


Figura 16. Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo deltóide anterior na carga de 50%.

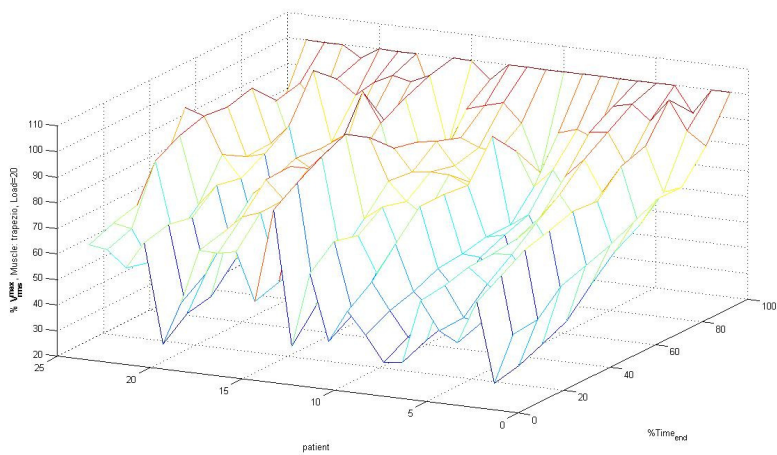


Figura 17. Porcentagem da RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 20%.

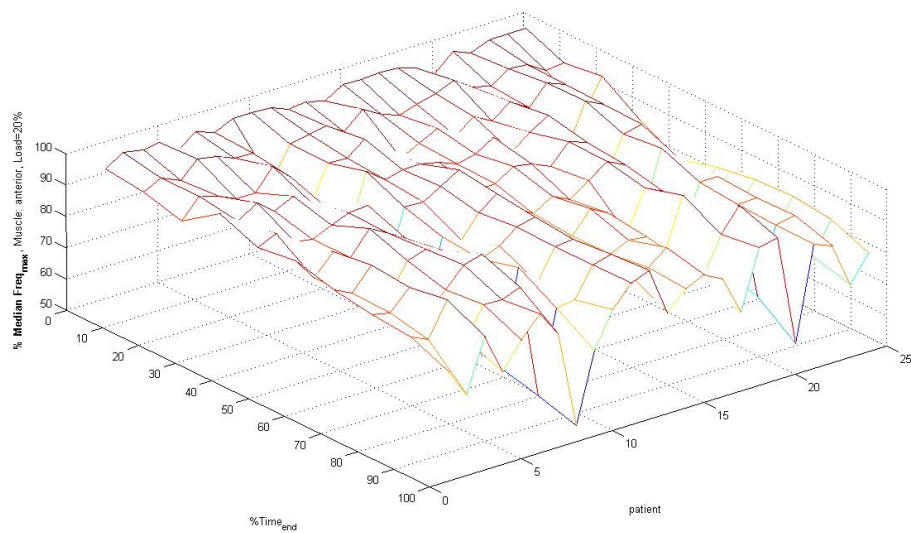


Figura 18. Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 20%.

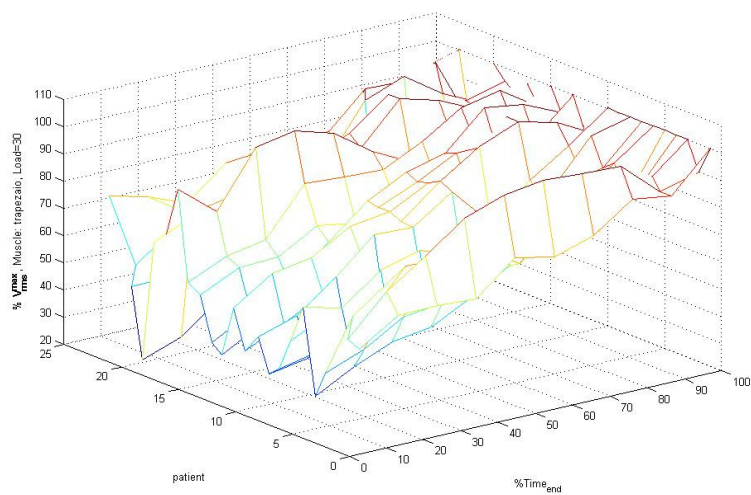


Figura 19. Porcentagem da RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 30%.

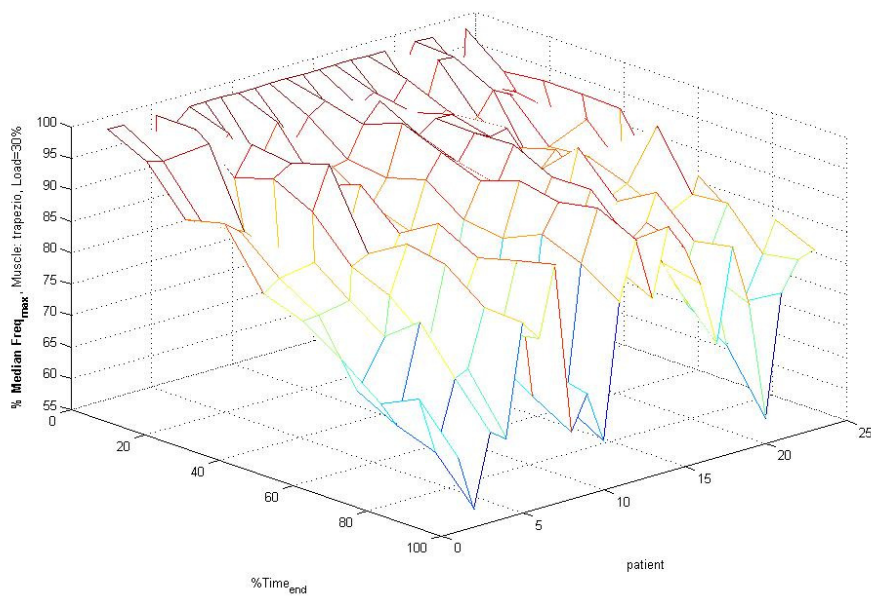


Figura 20. Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 30%.

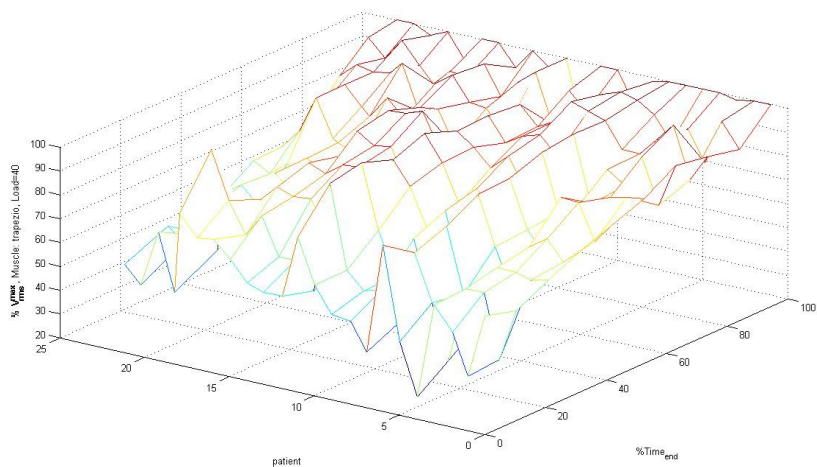


Figura 21. Porcentagem da RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 40%.

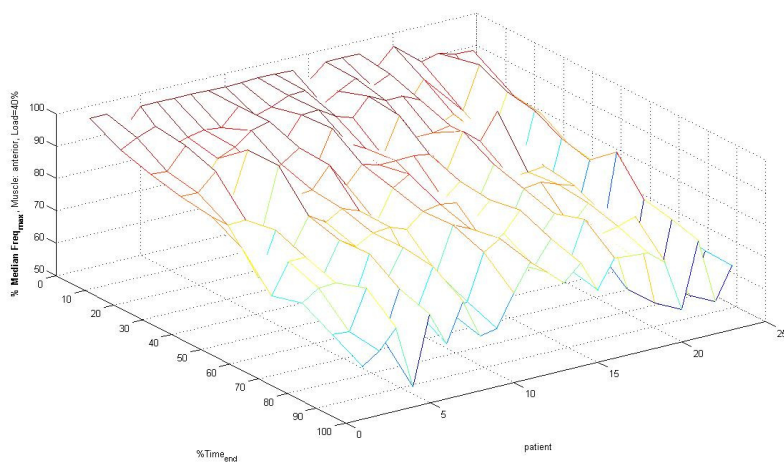


Figura 22. Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 40%.

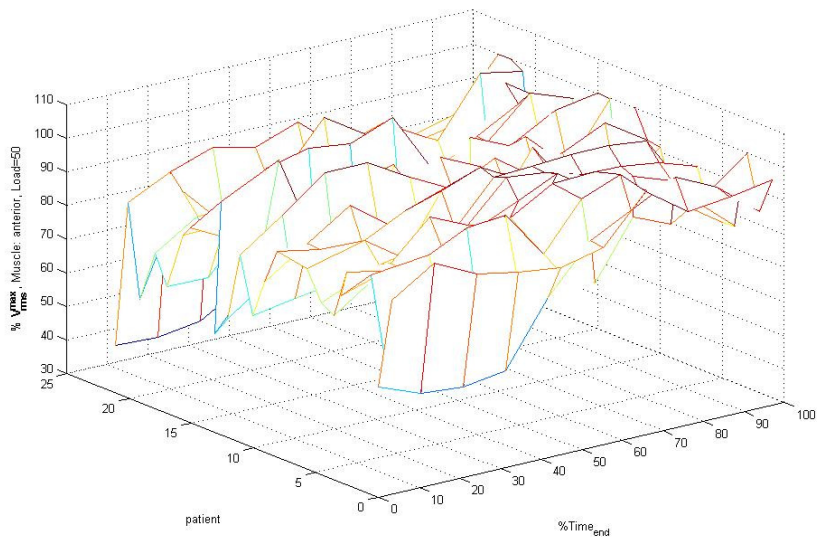


Figura 23. Porcentagem da RMS ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 50%.

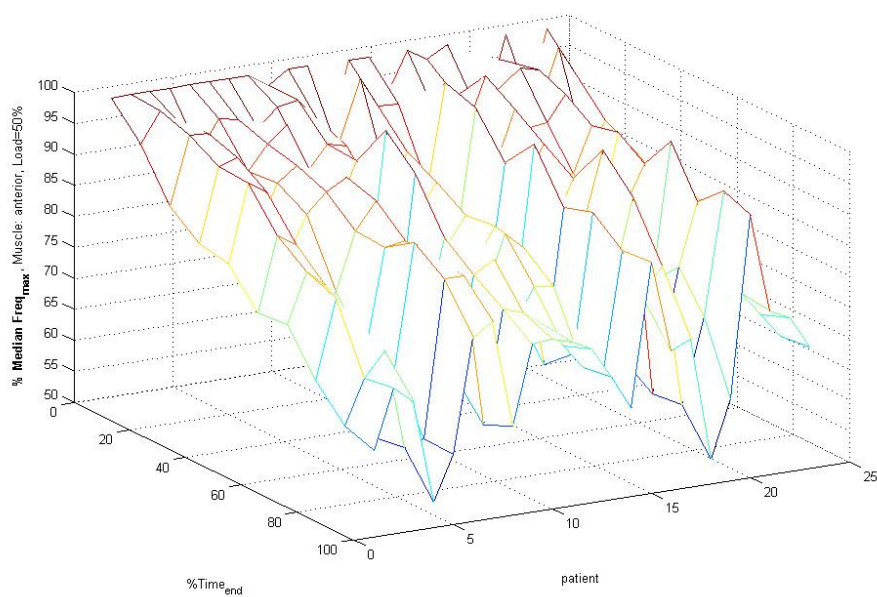


Figura 24. Porcentagem da frequência mediana ao longo do tempo para cada indivíduo no músculo trapézio superior na carga de 50%.

Tabela 7. Localização do ponto de inflexão dividido por músculo e intensidade.

Intensidade	Músculo	Local de intersecção			
		Sem intersecção	<40% do tempo	>40 e <65 do tempo	>65 do tempo
20%	Delt. Ant.	12,5%	4,2%	54,2%	29,2%
	Delt. Med.	37,5%	16,7%	37,5%	8,3%
	Delt. Post.	20,8%	16,7%	37,5%	25,0%
	Trap. Sup.	12,5%	25,0%	37,5%	25,0%
30%	Delt. Ant.	16,7%	12,5%	37,5%	33,3%
	Delt. Med.	29,2%	20,8%	37,5%	12,5%
	Delt. Post.	41,7%	8,3%	33,3%	16,7%
	Trap. Sup.	8,3%	8,3%	33,3%	50,0%
40%	Delt. Ant.	20,8%	25%	33,3%	20,8%
	Delt. Med.	29,2%	12,5%	37,5%	20,8%
	Delt. Post.	16,7%	12,5%	50%	20,8%
	Trap. Sup.	8,7%	21,7%	21,7%	47,8%
50%	Delt. Ant.	20,8%	16,7%	25%	37,5%
	Delt. Med.	29,2%	12,5%	37,5%	20,8%
	Delt. Post.	33,3%	8,3%	29,2%	29,2%
	Trap. Sup.	16,7%	8,3%	54,2%	20,8%

Não houve diferença com significância para qualquer associação entre músculos ou cargas.

As figuras 25-28 mostram a média da porcentagem da atividade eletromiográfica em função da porcentagem do tempo. As comparações da RMS dentro do músculo (ou seja comparação do valor inicial da atividade elétrica com o valor final dentro do mesmo músculo), apresentaram diferença com significância para o deltóide anterior somente a partir de 80% do tempo, já para o músculo trapézio superior a diferença surgiu a partir de 20%. Os músculos deltóide médio e posterior não apresentaram diferenças entre o valor inicial do RMS comparado ao valor em exaustão.

As figuras 29-32 apresentam os valores da média da porcentagem de FMD em função da porcentagem do tempo. As comparações dentro do músculo para essa variável apresentam uma diferença a partir de 20 % do tempo para todos os músculos.

A tabela 8 apresenta as comparações de inclinações da PSE conforme a intensidade. Há uma diferença significativa entre as intensidades maiores em relação às menores, ou seja, a partir de 30% da CIVM houve uma inclinação significativa da PSE (A intensidade de 20% em comparação a 30% obteve $P=0,90$; 20% em comparação a 40% $P = 0,43$; 20% em comparação a 50% $P=0,07$; 30% em comparação a 40% $P= 0,49$; 30% em comparação a 50% $P= 0,04$; 40% em comparação a 50% $P=0,02$.)

As tabela 9 e 10 mostram as inclinações das retas de RMS e FMD e suas comparações entre músculos e intensidades. Essas tabelas mostram que não houve aumento significativo da inclinação da atividade elétrica conforme aumenta a carga, contudo há uma diferença entre os músculos dentro de cada intensidade. O músculo deltóide posterior apresenta comportamento diferenciado (não linear) para o RMS, portanto as comparações da inclinação desse músculo só foram feitas com a variável FMD.

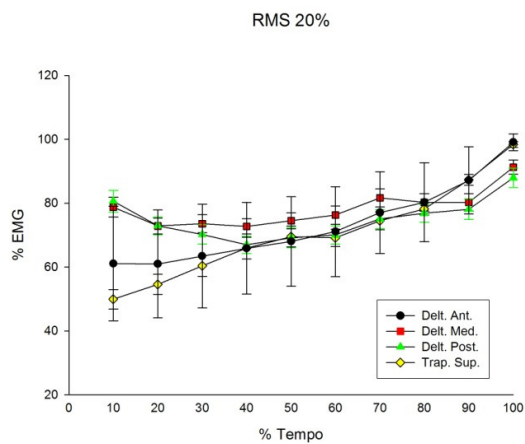


Figura 25.

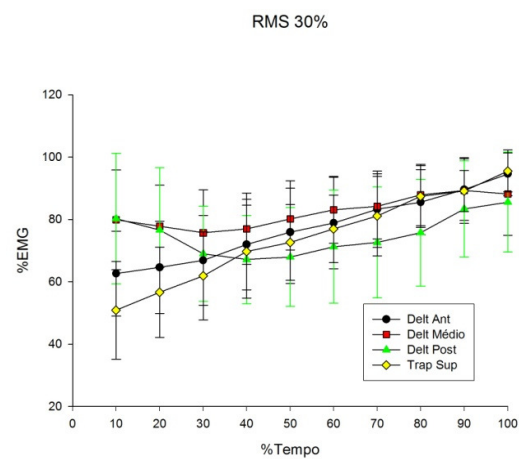


Figura 26.

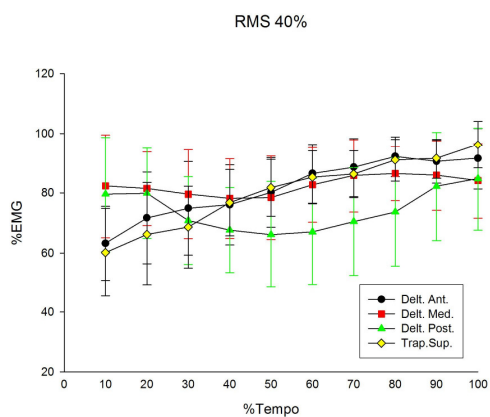


Figura 27.

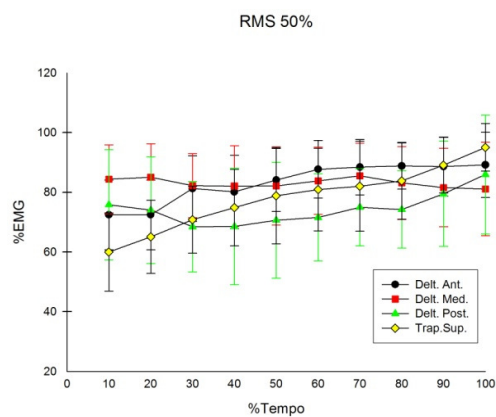


Figura 28.

Figuras 25-28: Porcentagem da RMS em função da porcentagem do tempo para os músculos deltóide anterior, médio, posterior e trapézio superior em diferentes intensidades.

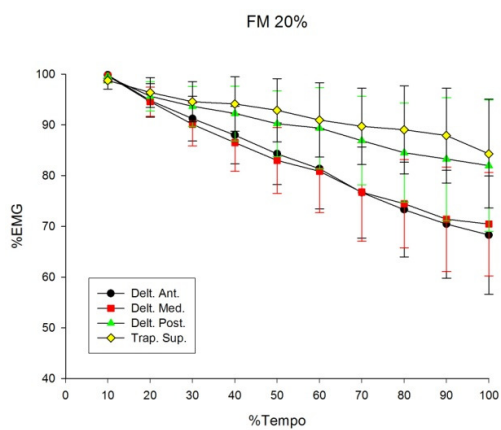


Figura 29.

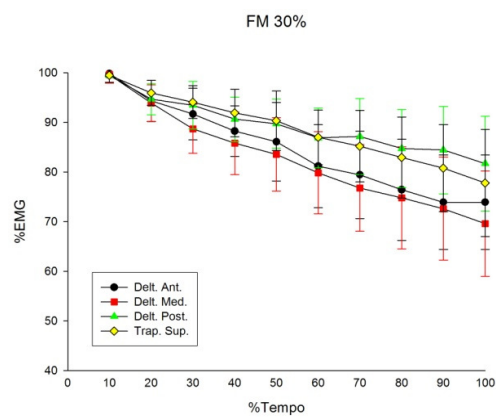


Figura 30.

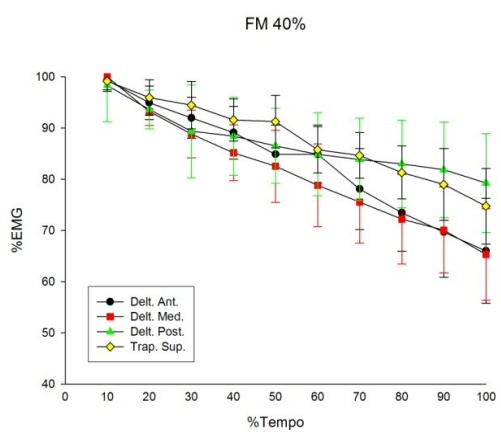


Figura 31.

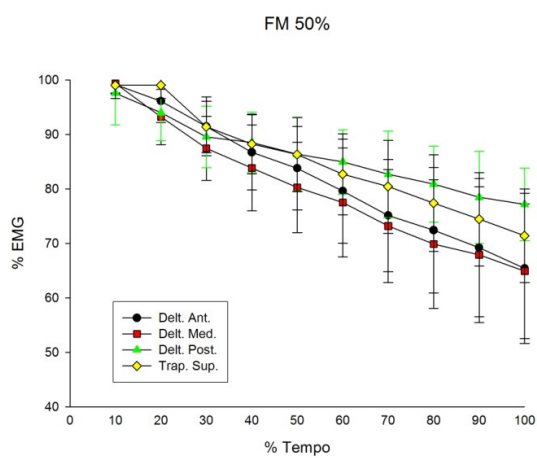


Figura 32.

Figuras 29-32: Porcentagem da frequência mediana em função da porcentagem do tempo para os músculos deltóide anterior, médio, posterior e trapézio superior em diferentes intensidades.

Tabela 8. Inclinações da percepção de esforço conforme intensidade.

	Inclinação			
	20%	30%	40%	50%
PSE	0,13 (0,08)	0,13 (0,04)	0,18 (0,07) ^{\$}	0,22 (0,07) ^{*\$#}

* $P < 0,05$ em relação à 20%; ^{\$} $P < 0,05$ em relação à 30%; [#] $P < 0,05$ em relação a 40%.

Tabela 9. Inclinações das retas da RMS conforme intensidade

	Inclinação				<i>P entre cargas</i>
	20%	30%	40%	50%	
Delt. Anterior	3,91 (1,99)	3,58 (1,80)	3,12 (1,92)	1,76 (1,95)	>0,05
Delt. Médio	1,40 (2,41)	1,45 (2,02)	0,65 (1,94)	-0,27 (2,51)	>0,05
Trap. Superior	4,69 (2,15)	4,79 (1,91)	4,45 (2,08)	3,40 (1,59)	>0,05
<i>P entre músculos</i>	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	

Tabela 10. Inclinações das retas de FMD conforme intensidade

	Inclinação				<i>P entre cargas</i>
	20%	30%	40%	50%	
Delt. Anterior	-3,51 (1,33)	-3,16 (1,20)	-3,66 (1,10)	-3,78 (1,61)	>0,05
Delt. Médio	-3,23 (1,17)	-3,14 (1,27)	-3,57 (0,97)	-3,64 (1,36)	>0,05
Delt. Posterior	-1,85 (1,49)	-1,74 (1,14)	-1,96 (1,14)	-2,14 (1,13)	>0,05
Trap. Superior	-1,44 (1,19)	-2,37 (1,20)	-2,78 (1,01)	-3,00 (1,14)	>0,05
<i>P entre músculos</i>	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	

4.8 DISCUSSÃO

A primeira hipótese desse estudo era de que não haveria um aumento da atividade elétrica conforme aumenta a intensidade do esforço. Os resultados do presente estudo mostram não haver diferença significativa para as inclinações de RMS e FMD conforme o aumento da intensidade, assim essa hipótese foi aceita. A segunda hipótese do presente estudo era de que não haveria uma diferença entre os músculos na mesma intensidade de esforço e essa hipótese foi rejeitada. Esses resultados mostram a necessidade de ativação individualizada de cada músculo para a abdução do ombro no plano escapular. O músculo deltóide anterior e trapézio superior parecem ter participações fundamentais nessa atividade, portanto mostraram maiores valores de inclinação, enquanto o músculo deltóide posterior teve um comportamento de equação quadrática o que pode ser explicado pela ação diferenciada de coaptação da articulação¹.

Yasojima et al.²² também avaliaram a variação da intensidade, porém durante uma atividade dinâmica de abdução do ombro. Esses autores não encontraram diferença entre os valores de atividade elétrica entre os músculos trapézio superior e deltóide médio independente da intensidade, contudo os autores referem uma variação da participação muscular conforme a posição do membro superior em completa supinação ou pronação. Pincivero et al.²³ estudaram a variação da intensidade na contração isométrica do músculo quadríceps e encontraram diferença com significância principalmente entre homens e mulheres. Além disso, há diferença nas participações dos músculos vasto lateral, vasto medial e reto femoral conforme aumentava a carga de exercício. Essa variação entre os músculos deve ser proveniente da capacidade oxidativa diferenciada entre os mesmos. O presente estudo não mostra essa alteração de participação conforme aumenta a intensidade do esforço e a diferença entre os estudos pode ser explicada pelas características morfológicas entre os músculos do quadríceps, trapézio superior e deltóides²⁴. Além disso, há a questão da diferença entre as tarefas, pois as articulações necessitam de estratégias distintas para manutenção da atividade²⁵.

A terceira hipótese desse estudo era de que não haveria uma diferença entre o valor inicial e final da atividade eletromiográfica. Apesar de não haver diferença entre os valores de

RMS inicial e final para os músculos deltóide médio e posterior em qualquer intensidade, houve uma diferença do RMS para os músculos deltóide anterior e trapézio que são os mais exigidos durante a abdução no plano escapular. Outro ponto importante é que a análise de FMD apresentou diferença estatisticamente significativa para todos os músculos. Assim essa hipótese pode ser rejeitada. Esses resultados mostram que a atividade proposta para o teste de exaustão foi efetiva, com mudanças no metabolismo muscular e consequente alteração na atividade eletromiográfica. O fato de não ser encontrado diferença entre o valor inicial e final do RMS para deltóide médio e posterior pode indicar dois pontos de vista distintos, de um lado existem as limitações inerentes da eletromiografia de superfície como o cancelamento da amplitude do sinal^{26,27}, assim o somatório do potencial de ação reconhecido pelo eletromiógrafo pode não corresponder ao total de ativação que o sistema nervoso central envia ao músculo. Portanto, pode não ter sido possível detectar a diferença de ativação entre o valor inicial e final nesses músculos. Do outro lado existe a possibilidade de esses músculos realmente não terem apresentado mudanças na RMS devido à característica isométrica da atividade na qual a instabilidade do sistema muscular é minimizada.

A quarta hipótese desse estudo considerava que não haveria diferença entre as inclinações de PSE conforme aumentava a intensidade do esforço, essa hipótese pode ser rejeitada já que houve aumento da inclinação de forma significativa a partir da carga de 30%. É interessante notar que apesar de haver um aumento na PSE conforme aumenta a intensidade do esforço o mesmo não acontece com a atividade eletromiográfica. Em uma revisão, Taylor & Gandevia²⁸ apontaram o desproporcional aumento da PSE como uma dos sinais da participação do sistema nervoso central no desempenho de atividades submáximas. Essa teoria seria embasada nos estudos de Sogaard et al.²⁹ que avaliaram a flexão do cotovelo durante uma contração submáxima a 15% da CIVM e no estudo de Smith et al.³⁰ que avaliou a flexão do cotovelo durante uma contração submáxima a 5% da CIVM.

Apesar da participação do sistema nervoso central não ser muito clara em contrações submáximas devido ao concomitante ajuste de outros sistemas, a PSE pode ser um indicador da participação do sistema nervoso central na manutenção do desempenho. Diferente dos

exercícios em contração máxima, onde o sistema nervoso central precisa ter completa ativação para manter a atividade, em casos de exercício submáximo podem ocorrer alterações no recrutamento das unidades motoras e aumento progressivo do *drive* central para compensar aquelas fibras que estão sendo desativadas. Assim alterações podem ocorrer sem o decréscimo do desempenho. Esse mecanismo pode indicar que alterações no sistema nervoso central estão sendo processadas sendo expressas pelo aumento progressivo da PSE²⁸.

Marcora S.³¹ apóia um modelo de descargas corolárias onde uma cópia dos impulsos motores seria enviada diretamente ao córtex sensorial e dessa forma a participação da retroalimentação do sistema nervoso periférico seria minimizada. Com esse modelo, os resultados deste estudo que mostram aumento desproporcional da PSE em relação à atividade eletromiográfica conforme ocorre aumento da intensidade do esforço seriam bem justificados, de forma que as duas variáveis podem ter comportamentos diferenciados dentro de uma mesma atividade sem necessidade de retroalimentação do sistema nervoso periférico proveniente do aumento da atividade elétrica muscular.

Alguns autores estudaram a coincidência do ponto de quebra da atividade eletromiográfica com o limiar de lactato e limiar ventilatório³²⁻³⁵. Normalmente esse ponto de quebra é determinado em atividades dinâmicas incrementais, contudo o presente estudo procurou encontrar esse ponto de quebra para uma atividade isométrica, assim existem limitações inerentes a própria característica anaeróbia da atividade avaliada, não tendo portanto, possibilidade de associação com outros limiares. O fato de não existir um ponto de quebra no gráfico de média do RMS (figuras 21-24) fica caracterizado pela diferença no tempo que essa quebra acontece (como mostra a tabela 6) de forma que essa inflexão é diluída na média dos valores pelas diferentes localidades. Ainda é interessante perceber que não há associação entre o aumento da intensidade e local do ponto de quebra. Contudo a análise individualizada permite claramente identificar um ponto de inflexão na atividade eletromiográfica para alguns indivíduos e a explicação mais coerente para a existência desse ponto seria a não linearidade do sinal eletromiográfico³⁶. Essa não linearidade fica mais

evidente no músculo deltóide posterior no qual a média dos valores de RMS apresentou comportamento de equação quadrática.

Minning et al.³⁷ avaliaram a inclinação da FMD durante a abdução isométrica no plano escapular a 60% da CIVM. Os autores estudaram os músculos deltóide médio, trapézio porções superior e inferior, além do serrátil anterior. Foram encontradas maiores inclinações no músculo deltóide médio em relação ao trapézio superior. Apesar da diferença de carga utilizada e do posicionamento do teste, já que Minning et al.³⁷ utiliza a posição neutra do antebraço, o presente estudo mostra maior inclinação dos músculos deltóide anterior e médio o que corrobora com os achados desses autores.

Alterações na atividade eletromiográfica são frequentes em indivíduos com instabilidade glenoumeral ou impacto subacromial⁵. O presente estudo mostra que o aumento da intensidade na abdução isométrica do ombro não provoca mudanças na inclinação de RMS e FMD dos músculos avaliados em sujeitos saudáveis. Portanto a atividade proposta no presente estudo não tem a capacidade de induzir a instabilidade nesses indivíduos mesmo na exaustão. Seria interessante que os próximos estudos fizessem comparações entre a atividade eletromiográfica e PSE para indivíduos com o ombro instável, o que possibilitaria um entendimento do sistema nervoso central nos mecanismos de fadiga em condições especiais, como nas afecções do ombro.

4.9. CONCLUSÃO

Conforme aumenta a intensidade da abdução isométrica do ombro no plano escapular não há aumento da inclinação dos valores de RMS e FMD, contudo a PSE apresenta alterações significantes na sua inclinação conforme aumenta a intensidade do exercício. Esses resultados podem trazer contribuições para o entendimento da participação do sistema nervoso central nos mecanismos de fadiga.

4.10. REFERÊNCIAS

1. Ludewig PM, Borstead JD. The shoulder complex. In: Joint structure and function: A comprehensive analysis. Levangie PK, Norkin C. Philadelphia: F.A Davies Company. 2005:233-66.
2. Saha A. Theory of shoulder mechanism: Descriptive and applied. Springfield, IL, Charles C Thomas. 1961.
3. Walker P, Poppen N: Biomechanics of the shoulder joint during abduction on the plane of the scapula. Bull Hop Joint Dis. 1977;38:107.
4. Liu J, Hughes RE, Smutz WP, Niebur G, Nan-An K. Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation. Clin Biomech. 1997;12:32-38.
5. Ludewig PM, Reynolds JF. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. J Orthop Sports Phys Ther. 2009;39:90-104.
6. Merletti R, Rainoldi A, Farina D. Myoelectric manifestations of muscle fatigue. In Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications. Merletti R, Parker PA. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc. 2004:233-53.
7. Clamann HP. Motor unit recruitment and the gradation of muscle force. Phys Ther. 1993; 73:830-43.
8. Pincivero DM, Campy RM, Salfetnikov Y, Coelho AJ, Bright A. The influence of contraction intensity, muscle and gender on median frequency of the quadriceps femoris. J Appl Physiol. 2001;90:804-10.
9. Bilodeau M, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. Influence of gender on the EMG power spectrum during an increasing force level. J Electromyogr Kinesiol. 1992;2:121-29.
10. Bigland-Ritchie B, Rice CL, Garland SJ, Walsh ML. Task-dependent factors in fatigue of human voluntary contractions. In: Fatigue. Neural and muscular mechanisms, edited by Gandevia SC, McComas AJ, Stuart DG, Thomas CK, New York: Plenum Press. 1995:361-80.

11. Noakes, TD, ST Clair Gibson, A. Logical limitations to the "catastrophe" models of fatigue during exercise in humans. *Br J Sports Med.* 2004;38:1-30.
12. Rose EA, Parfitt G. Can the feeling scale be used to regulate exercise intensity? *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40:1852-60.
13. Crewe H, Tucker R, Noakes TD. The rate of increase in rating of perceived exertion predicts the duration of exercise to fatigue at a fixed power output in different environmental conditions. *Eur J Appl Physiol.* 2008;103:569-77.
14. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10:361-74.
15. Madeleine P, Lundager B, Voigt M, Arendt-Nielsen L. Shoulder muscle co-ordination during chronic and acute experimental neck–shoulder pain: an occupational pain study. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1999;79:127-40.
16. Piscione J, Gamet D. Effect of mechanical compression due to load carrying on shoulder muscle fatigue during sustained isometric arm abduction: an electromyographic study. *Eur J Appl Physiol.* 2006;97:573-81.
17. Lindman R, Eriksson A, Thornell LE. Fiber type composition of the human female trapezius muscle: enzyme-histochemical characteristics. *Am J Anat.* 1991;190:385-92.
18. Gollnick PD, Armstrong RB, Saubert CW 4th, Piehl K, Saltin B. Enzyme activity and fiber composition in skeletal muscle of untrained and trained men. *J Appl Physiol.* 1972; 33:312-9.
19. Liu J, Hughes RE, Smutz WP, Niebur G, Nan-An K. Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation. *Clin Biomech.* 1997;12:32-38.
20. Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology Part I: pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy.* 2003;19:404-20.
21. Borg G. Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scand J Rehab Med.* 1970; 2:92-8.

22. Yasojima T, Kizuka T, Noguchi H, Shiraki H, Mukai N, Miyanaga Y. Differences in EMG activity in scapular plane abduction under variable arm positions and loading conditions. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40:716-21.
23. Pincivero DM, Campy RM, Salfetnikov Y, Bright A, Coelho AJ. Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *J Appl Physiol.* 2001;90:804-10.
24. Gollnick PD, Armstrong RB, Saubert CW 4th, Piehl K, Saltin B. Enzyme activity and fiber composition in skeletal muscle of untrained and trained men. *J Appl Physiol.* 1972; 33:312-9.
25. Cairns SP, Knicker AJ, Thompson MW, Sjøgaard G. Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue. *Exerc Sport Sci Rev.* 2005;33:9-16.
26. Keenan KG, Farina D, Maluf KS, et al. Influence of amplitude cancellation on the simulated surface electromyogram. *J Appl Physiol.* 2005;98:120-31.
27. Day SJ, Hulliger M. Experimental simulation of cat electromyogram: evidence for algebraic summation of motor-unit action-potential trains. *J Neurophysiol.* 2001; 86:2144-58.
28. Taylor JL, Gandevia SC. A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *J Appl Physiol.* 2008;104:542-50.
29. Sjøgaard K, Gandevia SC, Todd G, Petersen NT, Taylor JL. The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *J Physiol.* 2006;573:511-523.
30. Smith JL, Martin PG, Gandevia SC, Taylor JL. Sustained contraction at very low forces produces prominent supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *J Appl Physiol.* 2007;103:560-68.
31. Marcora S. Perception of effort during exercise is independent of afferent feedback from skeletal muscles, heart, and lungs. *J Appl Physiol.* 2009;106:2060-2.

32. Lucía A, Sánchez O, Carvajal A, Chicharro JL. Analysis of the aerobic-anaerobic transition in the elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *Br J Sports Med.* 1999;33:178-85.
33. 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.* 2003;23:208-14.
34. Jürimäe J, von Duvillard SP, Mäestu J, Cicchella A, Purge P, Ruosi S, Jürimäe T, Hamra J. Aerobic-anaerobic transition intensity measured via EMG signals in athletes with different physical activity patterns. *Eur J Appl Physiol.* 2007;101:341-6.
35. Hug F, Laplaud D, Savin B, Grélot L. Occurrence of electromyographic and ventilatory thresholds in professional road cyclists. *Eur J Appl Physiol.* 2003;90:643-6.
36. Guimaraes AC, Herzog W, Hulliger M, Zhang YT, Day S. Effects of muscle length on the EMG-force relationship of the cat soleus muscle studied using non-periodic stimulation of ventral root filaments. *J Exp Biol.* 1994;193:49-64.
37. Minning S, Eliot CA, Uhl TL, Malone TR. EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007;17:153-9.

5. ANEXOS

5.1 ANEXO: Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS

Parecer N° 95157 FR - N° 167/06 CAAE - 0114.0.268.000-06	Londrina, 19 de junho de 2006.
--	--------------------------------

PESQUISADOR(A): JEFFERSON ROSA CARDOSO


Ilmo(a) Sr(a),

O Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina – CEP – UEL – de acordo com as orientações da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, **APROVA** a realização do projeto: **“COMPORTAMENTO DA ATIVIDADE ESPECTRAL DAS TRÊS PORÇÕES DO MÚSCULO DELTOÍDE EM DIFERENTES PLANOS E AMPLITUDES DE MOVIMENTO”**.

Informamos que deverá ser comunicado, por escrito, qualquer modificação que ocorra no desenvolvimento da pesquisa e deverá ser apresentado ao CEP/UEL relatório final da pesquisa.

Situação do Projeto: **APROVADO**

Atenciosamente,


Profª. Dra. Nilza Maria Diniz
Comitê de Ética em Pesquisa
Coordenadora

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)