



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

GLEYSON REGIS VITTI STABILE

**INFLUÊNCIA DA INTENSIDADE DE CONTRAÇÃO NA
ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA EM INDIVÍDUOS COM
LESÃO DO MANGUITO ROTADOR DURANTE A ABDUÇÃO
DO OMBRO**

Londrina
2012

GLEYSON REGIS VITTI STABILE

**INFLUÊNCIA DA INTENSIDADE DE CONTRAÇÃO NA
ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA EM INDIVÍDUOS COM
LESÃO DO MANGUITO ROTADOR DURANTE A ABDUÇÃO
DO OMBRO**

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

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso

Londrina
2012

Catálogo na publicação elaborada pela Divisão de Processos Técnicos da Biblioteca Central da Universidade Estadual de Londrina.

Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)

S775i Stabile, Gleyson Regis Vitti.

Influência da intensidade de contração na atividade eletromiográfica em indivíduos com lesão do manguito rotador durante a abdução do ombro / Gleyson Regis Vitti Stabile. – Londrina, 2012.

54 f.: il.

Orientador: Jefferson Rosa Cardoso.

Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2012.

Inclui bibliografia.

1. Eletromiografia – Teses. 2. Ombro – Ferimentos e lesões – Teses. 3. Educação física – Teses. I. Cardoso, Jefferson Rosa. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. III. Títulos.

CDU 796:616.727

GLEYSON REGIS VITTI STABILE

**INFLUÊNCIA DA INTENSIDADE DE CONTRAÇÃO NA ATIVIDADE
ELETROMIOGRÁFICA EM INDIVÍDUOS COM LESÃO DO MANGUITO
ROTADOR DURANTE A ABDUÇÃO DO OMBRO.**

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

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso
Orientador
UEL – Londrina - PR

Prof. Dr. Fabio Yuzo Nakamura
Membro Interno
UEL – Londrina - PR

Prof. Dr. Cesar Antonio Caggiano Santos
Membro Externo
UEL – Londrina - PR

Londrina, 12 de dezembro de 2012.

*Para meus avós Camilo, Angelina, Pedro e
Lúcia que com o suor de décadas de
trabalho pavimentaram o caminho para
seus filhos e netos conquistarem o
respeito, conhecimento e dignidade que
eles tanto mereciam.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço esse trabalho aos meus pais, José Ademir e Salete pela educação, confiança e suporte para que eu fosse até o fim, mesmo com todas as dificuldades.

À Pâmella, minha querida noiva, que sempre esteve do meu lado para me dar uma palavra de incentivo, um puxão de orelha bem merecido, um momento de desabafo e uma companhia inigualável, eu te amo minha linda.

Ao meu irmão Glaykon e à Cecília. Se todos pudessem contar com um irmão e cunhada como vocês para ouvir seus valiosos conselhos e observar seus exemplos de dedicação profissional e familiar e integridade moral, esse mundo seria um lugar infinitamente mais aprazível.

Ao Prof. Jefferson Rosa Cardoso pela sua dedicação integral e esforço para que todos seus alunos tivessem a oportunidade de ter contato com o conhecimento legítimo da ciência e seu método. Infelizmente, poucos professores se dão ao trabalho de resgatar seus alunos do analfabetismo científico que é assombrosamente preocupante nos dias atuais, meus sinceros agradecimentos.

Ao Prof. Cesar Antonio Caggiano Santos pela sua grande ajuda na correção do projeto, todas as nossas reuniões para discussão do método e dos resultados foram muito valiosas, tenho muito a agradecer pela confiança depositada em mim e o seu empenho em acompanhar de perto a evolução do trabalho.

À equipe do Grupo PAIFIT por toda a colaboração e apoio. Agradeço em especial ao João, Bruno, Josi e Karen que sempre estiveram por perto para me ajudar com algum conselho técnico ou uma descontraída conversa de bar e também à Fernanda, Jéssica, Bruna e Tarcísio que sempre me proporcionaram momentos agradáveis. Muito obrigado por tudo. Também não posso me esquecer dos que já passaram pelo laboratório e deixaram muitas lembranças positivas e ensinamentos para mim, são eles Marcio Kawano e Hugo Pereira que foram mais do que amigos, foram professores e eu nunca vou me esquecer da ajuda de vocês.

Aos meus grandes amigos, que já me acompanham há anos, Matheus, André, Luiz, Antônio (Gobetti), Mario Henrique, Mario Molari, Eriton, Thales, Philip, Liege, Bruna, Angela, Mariana e Ana Paula, muitos de vocês acompanharam meu amadurecimento de perto e protagonizaram momentos de

muita alegria, sou muito grato a todos vocês, pela amizade, apoio nos momentos difíceis, companhia e paciência.

Aos amigos que conheci no mestrado, Ricardo, Rafael, Henrique, Camata, Marcelinho, Bruno e Thiago Pereira, foi muito bom conhecer vocês, gostaria que isso tivesse acontecido muitos anos antes e espero que continuemos nos encontrando por muitos anos à frente.

Aos médicos que encaminharam seus pacientes para fazerem parte deste estudo, Jonas Blanco, Ludovico Pieri Neto e Fernando Cinagava, sem vossas colaborações este trabalho não teria saído do papel, muito obrigado pela disposição e confiança depositada.

A todos os sujeitos que foram avaliados nesse trabalho por sua disponibilidade em participar do estudo.

Ao fisioterapeuta e mestre Alexandre Henrique Nowotny pelo empréstimo da célula de carga.

A CAPES pela bolsa de estudos para a realização do mestrado.

Obrigado a todos.

“É mais frequente que a confiança seja gerada pela ignorância e não pelo conhecimento: são os que conhecem pouco e não os que conhecem muito, os que afirmam tão positivamente que este ou aquele problema nunca será solucionado pela ciência.”

Charles Darwin, introdução, *The descent of man* (1871)

STABILE, Gleyson Regis Vitti. **Influência da intensidade de contração na atividade eletromiográfica em indivíduos com lesão do manguito rotador durante a abdução do ombro.** 2012. 54 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Centro de Educação Física. Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2012.

RESUMO

Lesões no manguito rotador levam à perda de força e função da articulação do ombro. Assim, é fundamental avaliar a funcionalidade do membro afetado após a cirurgia e o programa de fisioterapia para se identificar possíveis alterações remanescentes da lesão. O objetivo do presente estudo foi verificar se há alteração na ativação muscular durante o movimento de abdução do ombro dependendo da intensidade de exercício para indivíduos que passaram por cirurgia de reparo por espessamento do tendão do músculo supra-espinhoso. Para isso foram analisados os músculos, deltóide anterior, deltóide médio, deltóide posterior, trapézio superior e bíceps braquial durante a abdução isométrica do ombro no plano escapular em dois grupos de 10 indivíduos, controle e cirurgia. Primeiramente foi aplicado o questionário *Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand questionnaire* (DASH) (somente para o grupo pós-cirurgia) e em seguida a contração isométrica voluntária máxima e quatro cargas referentes a mesma (20, 30, 40 e 50%). A atividade elétrica dos indivíduos foi comparada entre eles, assim como a tentativa de determinação do limiar de fadiga eletromiográfico (LF_{EMG}). Os resultados mostraram que há diferença estatisticamente significativa ao longo do tempo para o músculo deltóide anterior no grupo cirurgia e trapézio superior no grupo controle. Dos 200 valores de LF_{EMG} obtidos do total da amostra, apenas 4 se adequaram aos critérios pré-estabelecidos. Conclui-se que o grupo cirurgia não apresentou destacada atividade de trapézio superior, diferente do grupo controle, o que sugere uma falta de estabilização da escápula durante o movimento de abdução do ombro. Não foram obtidos valores válidos para determinação do limiar de fadiga eletromiográfico.

Palavras-chaves: Ombro. Eletromiografia. Manguito rotador.

STABILE, Gleyson Regis Vitti. **Influence of contraction intensity in electromyographic activity in patients with rotator cuff injury during shoulder abduction.** 2012. 54 f. Dissertation (Master's degree in Physical Education)– Centro de Educação Física. Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2012.

ABSTRACT

Lesions in the rotator cuff lead to loss of strength and function of the shoulder joint. Thus, it is essential to assess the functionality of the affected limb after surgery and physical therapy programmes to identify possible changes in the remaining lesion. The aim of this study was to determine whether there were changes in muscle activation during the movement of shoulder abduction, depending on the intensity of exercise, for individuals who had undergone surgery to repair a supraspinatus tear. To determine this we analyzed the muscles, anterior deltoid, middle deltoid, posterior deltoid, upper trapezius and biceps during isometric shoulder abduction in the scapular plane for two groups of 10 individuals, control and surgery. First the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand questionnaire (DASH) (only for post-surgical group) was applied, then the maximal voluntary isometric contraction and four charges relating to it (20, 30, 40 and 50%). The electrical activity of individuals was compared between them, as well as attempting to determine the electromyographic fatigue threshold (EMG_{FT}). The results showed that no statistically significant difference over time for the anterior deltoid muscle in the surgery group and the control group in the upper trapezius. Of the 200 values obtained for EMG_{FT} , only 4 conformed to pre-established criteria. We conclude that the surgery group showed no prominent upper trapezius activity, unlike the control group, suggesting a lack of scapular's stabilization during movement of shoulder abduction. There were not valid values to determine the electromyographic fatigue threshold.

Keywords: Shoulder. Electromyography. Rotator cuff.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Postura adotada para o teste de abdução do ombro	28
Figura 2 – Sequência realizada para determinar o LF_{EMG}	30
Figura 3 – Amplitude RMS ao longo do tempo na carga de 20% para os grupos, Cirurgia e Controle	32
Figura 4 – Amplitude RMS ao longo do tempo na carga de 30% para os grupos, Cirurgia e Controle	33
Figura 5 – Amplitude RMS ao longo do tempo na carga de 40% para os grupos, Cirurgia e Controle	33
Figura 6 – Amplitude RMS ao longo do tempo na carga de 50% para os grupos, Cirurgia e Controle	33
Figura 7 – Sujeito com maior atividade de bíceps durante carga de 50%.....	36
Figura 8 – Sujeito com aumento da atividade de bíceps e trapézio durante carga de 40%	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dados antropométricos do grupo cirurgia e controle.....	31
Tabela 2 – Valores válidos obtidos do LF _{EMG}	34

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	REVISÃO DE LITERATURA	15
2.1	A ARTICULAÇÃO DO OMBRO	15
2.2	O MANGUITO ROTADOR	16
2.3	A ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE	18
2.4	A FADIGA MUSCULAR	20
2.5	A FADIGA NA ARTICULAÇÃO DO OMBRO	22
3	JUSTIFICATIVA	24
4	OBJETIVOS	25
4.1	OBJETIVOS GERAIS	25
4.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	25
5	MÉTODO	26
5.1	TIPO DE ESTUDO	26
5.2	PARTICIPANTES	26
5.3	CONSIDERAÇÕES ÉTICAS	26
5.4	EQUIPAMENTOS E COLOCAÇÃO DOS ELETRODOS	27
5.5	TESTES DE CONTRAÇÃO ISOMÉTRICA VOLUNTÁRIA MÁXIMA	27
5.6	PROTOCOLO DE EXAUSTÃO	28
5.7	PROCESSAMENTO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO E NORMALIZAÇÃO PELO TEMPO	29
5.8	FUNCIONALIDADE	29
5.9	DETERMINAÇÃO DO LIMIAR DE FADIGA ELETREOMIOGRÁFICO (LF_{EMG})	29
5.10	ANÁLISE ESTATÍSTICA	30
6	RESULTADOS	31
7	DISCUSSÃO	35
7.1	DO MÉTODO	35

7.2 DA ANÁLISE QUALITATIVA	36
7.3 DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA	37
7.4 DO LIMIAR DE FADIGA ELETROMIOGRÁFICO	40
7.5 IMPLICAÇÕES PARA NOVOS ESTUDOS	41
8 CONCLUSÃO.....	42
9 REFERÊNCIAS	43
10 ANEXOS.....	50
ANEXO A – Questionário DASH	51
ANEXO B – Termo de consentimento livre e esclarecido	53

1 INTRODUÇÃO

O complexo do ombro apresenta uma grande mobilidade e isto 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 estabilização (LUDEWIG & BORSTEAD, 2005).

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 (SAHA, 1961; WALKER & POPPEN 1977). 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 graus (LIU et al 1997). Contudo, essa participação do deltóide posterior só é possível a partir de um posicionamento de elevação escapular adequado proporcionado pelo trapézio superior (LUDEWIG & BORSTEAD, 2005).

Assim, alterações na estratégia de ativação intermuscular atuam para manter o desempenho durante uma determinada tarefa, ao mesmo tempo em que dividem a carga imposta pela mesma sobre um número maior de estruturas diminuindo a taxa de fadiga ou o surgimento de lesões. No entanto, alterações constantes da estratégia de ativação muscular podem levar a compensações e conseqüentes lesões no manguito rotador e redução da amplitude de movimento do ombro (LUDEWIG & BORSTEAD, 2005; LUDEWIG & REYNOLDS, 2009).

Estudos demonstram que o manguito rotador é um grupo muscular fundamental para vários movimentos do ombro, sendo estabilizador para algumas ações e também principal grupo muscular da rotação da articulação glenoumeral (DAVID et al 2000). Quando bloqueada a inervação do músculo supra-espinhoso, há uma diminuição de aproximadamente 22 a 33% da força de rotação (ITOI et al 1997). Devido ao seu pequeno braço de alavanca e orientação perpendicular a

cavidade glenóide, o manguito rotador gera forças de coaptação com relativos pequenos momentos de força, fazendo com que ocorra uma melhor estabilização entre úmero e cavidade glenóide resultante de um somatório de vetores (STEENBRINK et al 2010).

Assim as lesões do manguito têm como consequência a diminuição da estabilidade do ombro e do movimento de abdução. Liu et al (1997) mostraram que pode ocorrer uma compensação por parte do deltóide em indivíduos com lesão para o movimento de abdução, resultando em um direcionamento de força que proporcionaria uma maior facilidade de deslocamento desta articulação. No estudo de MacDermid et al (2004), além do manguito rotador, foi avaliado também a qualidade de vida destes indivíduos por meio do questionário *Short Form-36 (SF-36)*, mostrando que a presença de lesão tem uma alta relação com a baixa qualidade de vida.

O questionário *Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand questionnaire (DASH)* é um instrumento validado para a língua portuguesa e avalia de forma global a funcionalidade de membros superiores afetados por variadas disfunções. Este instrumento é composto por 30 questões incluindo dois itens relacionados à função física, seis relacionados aos sintomas e três relacionados às funções sociais (ORFALE et al 2005).

Durante uma contração até exaustão acontecem mudanças no disparo das unidades motoras para manutenção da atividade física. Isso pode ser detectado pela eletromiografia de superfície por meio da análise da frequência e amplitude do sinal eletromiográfico (CLAMANN, 2005). 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 lentas, tendo também 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 (PINCIVERO et al 2001; BIGLAND-Ritchie et al 1995). Dessa forma, é possível estudar alterações na participação muscular durante uma tarefa extenuante e assim compreender os mecanismos de fadiga muscular envolvidos nessa atividade.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 A ARTICULAÇÃO DO OMBRO

A articulação do ombro é composta por uma cadeia de articulações conectada à porção superior do tronco. Formada por quatro componentes ósseos: tórax, clavícula, escápula e úmero (VAN DER HELM, 1994). A escápula do homem é suspensa por músculos isolados (INMAN et al 1944) e serve como base ou plataforma para facilitar o movimento do braço, junto com a clavícula forma-se a cintura escapular, o que permite que a escápula e o úmero sejam mantidos distantes do corpo para ajudar a extremidade a mover-se livre do esqueleto axial. No homem, também fornece um meio de transmitir a força de sustentação do trapézio à escápula por meio dos ligamentos coracoclaviculares (ROCKWOOD, 2002). A soma dessas articulações permite uma grande variedade de movimentos, assim como uma grande amplitude de produção de forças, desde a manipulação de objetos em uma mesa até o arremesso de uma bola em alta velocidade (VAN DER HELM 1994).

A medida que o homem evoluiu e assumiu uma postura bípede, o complexo escapuloumeral sofreu alterações a fim de facilitar a preensão e o cumprimento das demandas da postura bípede (ROCKWOOD, 2002). Outro fator que tem sido sugerido como determinante na evolução da cintura escapular foi a capacidade de arremesso de objetos que remonta a 400.000 anos, assim como a corrida, que requer rotação do ombro e tronco superior para contrabalancear o torque produzido pelo membro inferior oposto. Essas características foram associadas com o aumento da clavícula e conseqüente alargamento da cintura escapular (LARSON 2007). A escápula reflete claramente o desenvolvimento adaptativo do ombro que pode ser observado na relação entre o comprimento e a largura da escápula ou índice escapular. Nos primatas e no homem, a fossa infra-espinhal alarga-se, o que resulta em mudança do vetor de força muscular que permite aos músculos, infra-espinhoso e redondo menor, uma melhor ação como depressores e rotadores externos da cabeça umeral. O acrômio também apresentou um aumento no volume com o passar do tempo, o que reflete o papel crescente do músculo deltóide (INMAN et al 1944), assim como o deslocamento distal da inserção do deltóide no úmero o que resulta em uma maior vantagem mecânica (INMAN et al 1944; Kent 1970).

Mesmo composto por uma grande quantidade de estabilizadores dinâmicos (músculos) para permitir sua ampla liberdade de movimento, o ombro necessita de estabilizadores estáticos que são: ligamentos, a conformidade anatômica, a pressão negativa intra-articular, o lábio da glenóide e a propriedade de adesão-coesão (LUDEWIG & BORSTEAD, 2005). Em um estudo clássico Basmajian e Bazant (1959) verificaram o sinal elétrico muscular enquanto o membro superior estava relaxado ao longo do corpo e observaram que a curvatura da cavidade glenóide, associada a cápsula articular incluindo o ligamento coracoumeral, evitam o deslocamento para baixo da cabeça do úmero, diferente da hipótese da época que apontava o deltóide como principal sustentador da cabeça do úmero na cavidade glenóide.

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, o músculo deltóide tem uma participação importante para manter a coaptação articular, assim como a participação coadjuvante da cabeça longa do bíceps, especialmente quando o úmero encontra-se em rotação externa. 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, principalmente o trapézio em sua porção superior e o serrátil anterior (BASMAJAN & BAZANT, 1959; LUDEWIG & BORSTEAD, 2005).

2.2 O MANGUITO ROTADOR

O manguito rotador é composto por quatro músculos cujos tendões se misturam com a cápsula articular enquanto eles se prendem nos tubérculos do úmero (ROCKWOOD 2002). Estes músculos agem como verdadeiros ligamentos ativos da articulação e proporcionam estabilização da cabeça umeral na cavidade glenóide (TYLER et al 2009; LABRIOLA et al 2005), são eles: supra-espinhal, subescapular, infra-espinhal e redondo menor. O tendão da porção longa do bíceps

também exerce uma força de coaptação da cabeça do úmero para dentro da cavidade glenóide (KAPANDJI, 2000; ROCKWOOD, 2002).

Por causa do seu curto momento do braço e orientação perpendicular à glenóide, os músculos do manguito rotador geram forças articulares compressivas com momentos relativamente pequenos garantindo estabilidade glenoumeral pelo direcionamento do vetor de força resultante da cavidade glenóide (Steenbrink et al 2010). Assim as lesões do manguito têm como consequência diminuição da estabilidade do ombro e do movimento de abdução. Liu et al (1997) apontaram que pode ocorrer uma compensação por parte do deltóide em indivíduos com lesão para o movimento de abdução o que resulta em um direcionamento de força que proporcionaria uma maior facilidade de deslocamento desta articulação.

A ruptura do manguito rotador é uma desordem associada à dor e disfunção no ombro. Existem muitos estudos sobre a prevalência da ruptura do manguito rotador que foram reveladas em cadáveres dissecados; no entanto, a frequência dessas lesões varia de 5 a 39% dependendo do estudo (CODMAN & AKERSON, 1931; KEYES, 1933; NEER, 1983; OZAKI et al 1988). Em um estudo *in vivo* que analisou 1366 ombros, cerca de 20% apresentaram lesão do manguito rotador (YAMAMOTO et al 2010). A prevalência de lesões do manguito rotador tem sido relatada maior que 50% em indivíduos assintomáticos com mais de 60 anos e pode aumentar para 80% naqueles com mais de 80 anos (MILGRON et al 1995). Várias etiologias têm sido implicadas à patogênese da lesão do manguito rotador, incluindo fatores extrínsecos como impacto subacromial e interno, sobrecarga tensil, estresse repetitivo e fatores intrínsecos como vascularidade pobre, alterações em propriedades materiais, composição de matriz e idade. (YAMAMOTO 2010).

Exercícios de fortalecimento escapular são tidos como parte integrada dos programas de fisioterapia em pacientes com impacto interno. A importância da estabilização escapular para estabelecer uma base proximal de suporte para a articulação glenoumeral tem sido amplamente investigada (ARROYO et al 1997; BALLANTYNE et al 1993; COOLS et al 2004; LABRIOLA et al 2005; LUKASIEWICZ et al 1999). Estudos têm ligado a disfunção da musculatura escapular com instabilidade anterior, instabilidade multidirecional e impacto (LUKASIEWICZ et al 1999; WELDON & RICHARDSON 2001). Kibler (1998) foi um

dos primeiros autores a associar a falta de estabilidade escapular à instabilidade glenoumeral e sugerir que quando os estabilizadores escapulares fadigam a cavidade glenóide não se posiciona apropriadamente e o estresse lesivo pode ser imposto à capsula anterior da articulação glenoumeral, resultando em instabilidade.

Em um estudo de bloqueio nervoso o torque de abdução teve uma queda de 25-45% depois da paralisia seletiva do infra-espinhoso. Além disso, o grupo infra-espinhoso/redondo menor e o subescapular apresentam contribuição equivalente na abdução comparado ao supra-espinhoso em um modelo dinâmico *in vitro* (TOWNSEND et al 1991). O subescapular apresenta um pequeno e decrescente momento do braço com a elevação do ombro e muda de abdutor para adutor depois dos 60° de elevação glenoumeral. O subescapular pode atuar como um estabilizador na abdução em rotação neutra, mas apresenta um maior momento de abdução em rotação externa (Liu et al 1997).

Se um ombro tem uma queda substancial na força de abdução comparado com a força de rotação externa, a presença de uma lesão de manguito rotador de grande espessura deve ser suspeitada naquele ombro. Não está claro porque a fraqueza na abdução é mais pronunciada do que na rotação externa em ombros com lesão de manguito rotador de grande espessura. Porém, esse fenômeno pode ser explicado pelo fato de que a maioria das lesões do manguito envolve o tendão do supra-espinhoso e com um progressivo envolvimento do tendão do infra-espinhoso com o aumento da lesão (Kim et al 2009).

2.3 A ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

A EMGs é uma ferramenta amplamente usada para estudos da biomecânica humana, pois permite a avaliação da função muscular durante o exercício, pode ser usado como *biofeedback* para pacientes, oferecendo informações sobre o início e o término da contração. Pode também ser utilizado para determinar a fadiga muscular (SODERBERG 2000).

O primeiro registro de que o músculo gera potenciais elétricos foi documentado por Francesco Redi no ano de 1666. Nesta época, suspeitou-se de que o choque proveniente de um peixe elétrico era de origem muscular. Entretanto, somente no ano de 1791, Luigi Galvani obteve a evidência direta da relação entre

contração muscular e eletricidade. Ele conduziu uma série de estudos que demonstraram que as contrações musculares poderiam evocar mudanças na eletricidade estática. Esta descoberta é reconhecida como o início da neurofisiologia. Em 1849, Frenchman Dubois-Reymond foi o primeiro a detectar sinais elétricos de músculos humanos (CRAM, 1998; BASMAJAN & DE LUCA, 1985). Porém, apenas em 1944 com o estudo de Inman et al que a eletromiografia foi utilizada para a análise do movimento, onde foi dissertado sobre o movimento do ombro. Este estudo chamou a atenção para o comportamento dos músculos durante os movimentos ativos desta articulação.

O sinal eletromiográfico é o registro da despolarização ao longo das membranas das fibras musculares que constituem a unidade motora. A despolarização gera uma diferença de potencial, que produz uma corrente elétrica que é conduzida por meio de tecidos fluidos até a superfície da pele. Se eletrodos forem colocados sobre a pele, pode-se registrar então a soma da atividade elétrica de todas as fibras musculares ativas das unidades motoras (BASMAJAN & DE LUCA 1985).

No entanto, o sinal eletromiográfico apresenta alguns fatores que influenciam sua captura durante o caminho da membrana muscular até o eletrodo. Apesar de o corpo humano ser um bom condutor de eletricidade, infelizmente a condutividade elétrica varia com as características individuais da pele, espessura, mudanças fisiológicas e temperatura. Músculos vizinhos podem produzir uma quantidade significativa de sinal EMG. Normalmente, o "*Cross-Talk*" não excede 10-15% do conteúdo geral do sinal. No entanto, deve-se tomar cuidado com o arranjo dos eletrodos quando analisados grupos musculares próximos. Qualquer alteração da distância entre a origem do sinal e a posição do eletrodo, irá alterar a leitura EMG. Este é um problema inerente a todas as coletas com contrações dinâmicas, mas também pode ser causado por pressão externa. Também se deve tomar cuidado em ambientes com ruído elétrico. O mais comum é a interferência gerada pela rede elétrica, tipicamente produzida pelo seu aterramento incorreto. Além disso, a qualidade dos eletrodos e o ruído do amplificador interno podem adicionar interferência ao sinal EMG. O ruído do amplificador interno não deve exceder cinco Vrms (MC QUADE et al 1998; MORITANI et al 1986; KONRAD, 2005).

Os amplificadores EMG atuam para melhorar a qualidade do sinal e rejeitar ou eliminar artefatos. A amplificação diferencial utiliza detecta diferenças de potencial entre os eletrodos de detecção e o de referência e cancela interferências externas. O potencial de ação que se desloca pela membrana muscular atinge os eletrodos de detecção em momentos ligeiramente diferentes e são comparados com os potenciais de ação que atingem o eletrodo de referência. Apenas aqueles que são específicos aos eletrodos de detecção passam para amplificação e registro, enquanto que o ruído externo de sinal atinge os eletrodos ao mesmo tempo e com a mesma amplitude, sendo assim eliminado do sinal (OCARINO et al 2005; Konrad 2005).

2.4 A FADIGA MUSCULAR

A fadiga muscular é definida como a incapacidade do músculo de manter a força de contração requerida ou esperada (EDWARDS, 1981). Há uma ampla discussão a respeito de suas causas, Abbiss & Laursen (2005), 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.

De fato, vários trabalhos sugerem que o desenvolvimento da fadiga pode ser tarefa dependente, ao ponto que diferentes contrações podem apresentar padrões de fadiga diferente. Estudos mostram que as alterações no espectro do RMS variam com o tipo de contração (isométrica e dinâmica), assim como não só a mudança na modulação de frequência de disparo e o recrutamento adicional de unidades motoras estão associados à produção de força, mas também os componentes elásticos e de distribuição de forças, contribuem com a produção e conservação de força, particularmente durante a contração excêntrica. Portanto, dependendo do tipo de contração que a tarefa exige, a fadiga e a produção de forças serão diferentes, mesmo utilizando a mesma articulação com os mesmos músculos (ENOKA; STUART 1992; KAY et al 2000).

A participação do sistema nervoso central (SNC) no desenvolvimento da fadiga é outro tema abordado. Em uma revisão Gandevia

(2001) fez alguns apontamentos sobre o assunto: 1) a limitação prévia do tempo de exercício (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 no 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 St. Clair Gibson & Noakes (2004) que propõe um modelo de “governador central” de tolerância ao exercício, onde a função da elevada percepção de esforço é de desencorajar o cérebro consciente frente um perigo imperativo calculado antecipadamente pela parte subconsciente do cérebro em resposta a outros motivos como, por exemplo, o encorajamento verbal fornecido por uma torcida.

Esta nova abordagem onde a regulação cerebral é vista como principal fator no desempenho tem gerado uma acalorada discussão. Paralelo aos estudos de Noakes, Marcora (2008) apoia um modelo baseado na teoria da intensidade motivacional proposto por Wright (1996). De acordo com esse modelo psicobiológico a exaustão basicamente ocorre devido a duas causas: A) Em caso de 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 item A irá aumentar a tolerância ao exercício (também chamado de potencial de motivação). Marcora (2008) aponta o modelo de governador central como internamente inconsistente, complexo e biologicamente implausível. Não está claro por que o governador central precisa desencorajar o cérebro consciente com a geração de uma elevada percepção de esforço. De fato, Noakes e colaboradores propuseram que o governador central tem controle direto sobre o máximo recrutamento neural dos músculos locomotores (NOAKES 2000; ST CLAIR GIBSON & NOAKES, 2004; NOAKES, 2007). Marcora argumenta que se isso é verdade, então a sensação consciente de esforço é, em teoria, desnecessária.

Em um estudo realizado em ciclistas, os sujeitos eram orientados a realizar um teste de Capacidade de Ciclismo Voluntária Máxima (CCVM) 5 segundos após um protocolo de fadiga e ainda assim, a CCVM foi três vezes superior à potência realizada no teste para o tempo até exaustão. Assim, os autores apontaram que a fadiga muscular não foi capaz de limitar a tolerância ao exercício eles sugerem que a tolerância ao exercício em sujeitos altamente motivados é limitada pela Percepção Subjetiva de Esforço (PSE), como postulado pelo modelo psicobiológico baseado na teoria da intensidade motivacional (MARCORA, 2010).

Para explicar essa independência da PSE, Marcora (2009) apoia um mecanismo constituído por descargas corolárias. Nesse esquema, uma irradiação dos impulsos motores é enviada ao córtex sensorial, para gerar a PSE.

2.5 A FADIGA NA ARTICULAÇÃO DO OMBRO

Com relação ao estudo da fadiga para a articulação do ombro Ebaugh et al (2006) 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 infra-espinhoso apresentaram as maiores alterações após o protocolo de fadiga.

Rodrigues et al (2008) avaliaram o efeito da fadiga durante a abdução do ombro em dois planos diferentes, escapular e frontal. Os autores encontraram uma maior resistência à fadiga para a porção anterior do deltóide comparada à porção média e posterior, porém não encontraram diferenças estatísticas entre os dois planos de abdução estudados.

Considerando que a existência de dor crônica pode alterar a capacidade de contração adequada do músculo trapézio (ELERT 1992) e que indivíduos que apresentam algum tipo de dor também podem apresentar alterações na atividade elétrica muscular do membro acometido, Kallenberg et al (2007) 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 comparada 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 (2006) também avaliaram o efeito da dor cervical sobre a atividade elétrica muscular e encontraram resultados similares a Kallenberg et al (2007); ou seja, uma redução da *Root Mean Square* (RMS) 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.

Pereira (2009) verificou alterações na ativação muscular e na PSE durante a abdução do ombro dependendo da intensidade de exercício. Os resultados de seu estudo mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa para as inclinações de *Root Mean Square* (RMS) e Frequência Mediana (FMD) conforme o aumento da intensidade. Ele também pôde observar que houve diferença entre as inclinações de PSE conforme aumentava a intensidade do esforço. Frente a esses resultados o autor reforça a possível participação do SNC nos mecanismos de fadiga.

3 JUSTIFICATIVA

Como demonstrado no estudo de MacDermid et al (2004) a lesão do manguito rotador não só é prejudicial nas ações do membro superior como também na qualidade de vida destas pessoas. Além de ser essencial verificar a funcionalidade do membro afetado, a análise EMG de ombros que já desenvolveram alguma disfunção e passaram por reparo cirúrgico é de grande importância para observar possíveis diferenças nas características da contração muscular, assim como seu desempenho durante atividades fatigantes. Essas informações podem ajudar a esclarecer questões sobre a adaptação muscular após um extenso processo de regeneração, envolvendo possíveis diferenças na estratégia de contração muscular, posicionamento articular, desenvolvimento da fadiga, presença de dor ou desconforto, capacidade de geração de força e resistência muscular.

4 OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GERAL

Verificar se há alteração na ativação muscular durante o movimento de abdução do ombro dependendo da intensidade de exercício para indivíduos que passaram por cirurgia de reparo por espessamento do tendão do músculo supra-espinhoso.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Comparar o valor de tensão RMS entre os músculos para cada carga;

Comparar o valor de tensão RMS entre os grupos cirurgia e controle;

Determinar o limiar de fadiga eletromiográfico tanto por meio da amplitude RMS quanto pela FMD.

5 MÉTODO

5.1 TIPO DE ESTUDO

Trata-se de um estudo de transversal, com análises descritivas e analíticas.

5.2 PARTICIPANTES

Devido a fatores operacionais foram avaliados 20 homens sendo 10 em cada grupo, com idade entre 28 e 69 anos. Portanto a amostra foi considerada de conveniência. Os 10 homens avaliados que haviam sido submetidos à cirurgia, foram recrutados por meio de contato em clínicas de ortopedia e médicos da cidade de Londrina. Após serem informados sobre as finalidades do estudo, os possíveis riscos, benefícios e os procedimentos aos quais seriam submetidos, os voluntários assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo B).

Os critérios de inclusão para amostra de intervenção cirúrgica foram: indivíduos do gênero masculino, que passaram por cirurgia de reconstrução por espessamento do tendão do músculo supra-espinhoso com 6 a 18 meses de pós cirúrgico. Os critérios de exclusão foram: outras lesões de membro superior ou coluna vertebral.

Para o grupo controle, os critérios de inclusão foram: não possuir lesão prévia no ombro, coluna ou cotovelo, não possuir grandes desvios de coluna observável em avaliação clínica, além de não praticar esportes ou exercícios específicos de membros superiores mais de três vezes por semana.

5.3 CONSIDERAÇÕES ÉTICAS

O projeto foi avaliado pelo comitê de ética local (no.178/2011) e um termo de consentimento livre e esclarecido foi fornecido aos participantes.

5.4 EQUIPAMENTOS E COLOCAÇÃO DOS ELETRODOS

Um eletromiógrafo de oito canais (modelo MP150, *BIOPAC Systems Inc, USA*), composto por um conversor A-D (analógico-digital) de 16 *bits* de resolução, com faixa de entrada de ± 10 volts, foi utilizado para obtenção dos sinais. Este sistema possui amplificadores conectados ao computador, com impedância de 2 M Ω e razão de rejeição de modo comum de 120 dB. Quatro eletrodos ativos com 13,5 mm de diâmetro (modelo TSD 150, *BIOPAC System Inc, USA*) e um eletrodo de referência foram utilizados. Uma célula de carga (Alfa Instrumentos, São Paulo – SP, Ltda.[®]) foi usada para quantificar as cargas máximas e a fadiga dos músculos deltóide anterior, médio, posterior, trapézio superior e bíceps braquial.

Os eletrodos foram posicionados em paralelo as fibras musculares do ombro afetado nos músculos: deltóide anterior, médio, posterior, trapézio superior e bíceps braquial. 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)*.

5.5 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 dois minutos e o maior valor utilizado como referência. Durante o teste o participante permaneceu em pé e realizou 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 40° de flexão horizontal (plano escapular).

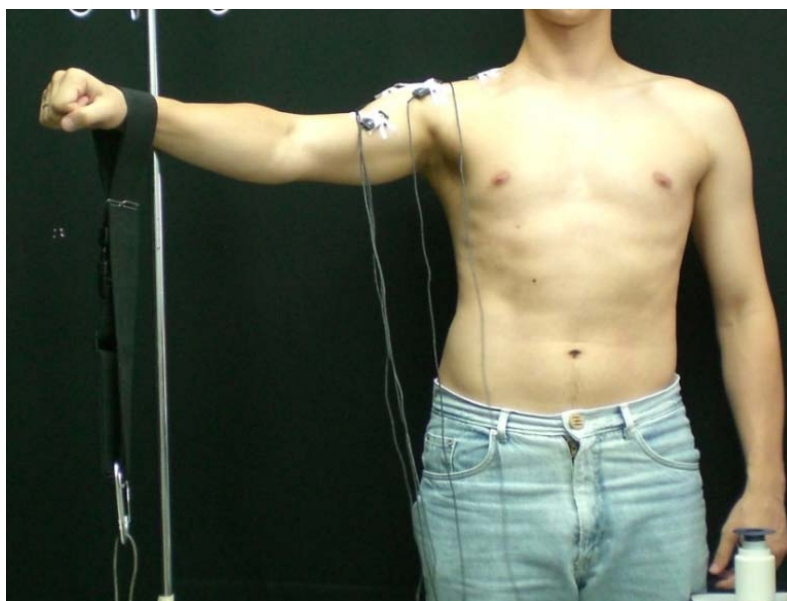
5.6 PROTOCOLO DE EXAUSTÃO

Durante o estudo piloto, foi observado que enquanto os participantes seguravam uma manopla para manter a abdução, compensações eram feitas pelo punho o que acabava por alterar o sinal eletromiográfico, desta forma o teste foi adaptado com uma faixa em voltado punho no lugar da manopla, além de uma haste de metal onde o antebraço mantinha-se encostado quando o ombro estivesse com 30° de flexão horizontal (figura 1). Durante o teste uma pessoa avisava e incentivava o sujeito caso ele esboçasse alguma compensação postural.

O teste de abdução isométrica do ombro no plano escapular até a exaustão foi realizado em um único dia com as cargas estipuladas de 20, 30, 40 e 50% da CIVM, baseado no estudo de Pereira (2009), onde foram comparados dois protocolos para obtenção do limiar de fadiga eletromiográfico do deltóide e trapézio durante abdução no plano escapular, não tendo sido observada diferença entre ambos.

Os Participantes foram orientados para que mantivessem um desvio padrão de 10% da força por meio de *feedback* visual, a ordem das cargas foi feita por meio de sorteio simples e o intervalo de repouso entre cada carga foi de 5 minutos; após os 5 minutos uma nova CIVM foi realizada para avaliar a recuperação. O teste só foi interrompido quando o participante não pudesse manter os limites de força estipulados ou se voluntariamente relatasse incapacidade de continuar.

Figura 1 – Postura adotada para o teste de abdução do ombro



5.7 PROCESSAMENTO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO E NORMALIZAÇÃO PELO TEMPO

Os sinais foram filtrados digitalmente utilizando-se o método de reconstrução do sinal no domínio da frequência. O filtro passa-alta foi de 20 Hze passa-baixa de 450 Hz. Como a duração do teste varia entre sujeitos e intensidade do exercício, para fazer a análise estatística foi necessário a normalização do sinal de saída do EMG dos valores de tensão eficaz, [] rms V Volts (RMS - *Root Mean Square*) e frequência mediana (FMD), em [Hz], pelo tempo final de exercício, [] final t seg. Para isso foram calculados os valores da tensão RMS e da FMD em janelas de 10% do final t . A FMD foi normalizada pelos respectivos valores máximos referentes a cada uma das variáveis durante o teste e expressos em porcentagem¹⁸, e a tensão RMS foi analisada com os valores normalizados utilizando-se porcentagem e com dados brutos apresentados em μv .

5.8 FUNCIONALIDADE

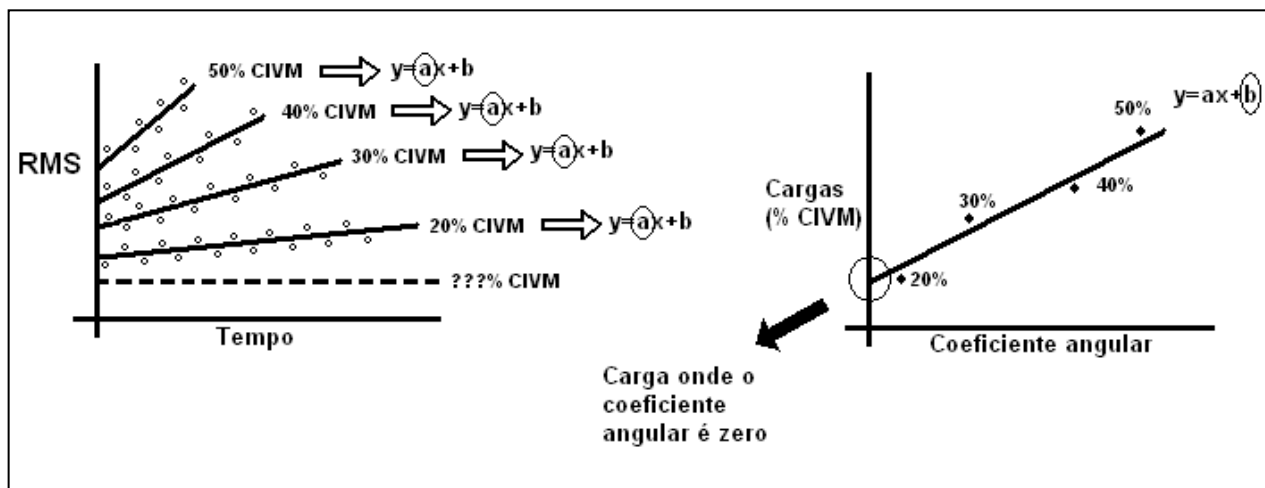
Para avaliar a funcionalidade dos indivíduos que tinham sido operados o questionário DASH (*Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand Questionnaire*) foi aplicado antes do protocolo de exaustão (Anexo A).

5.9 DETERMINAÇÃO DO LIMAR DE FADIGA ELETROMIOGRÁFICO (LF_{EMG})

O processamento dos dados foi realizado em uma rotina Matlab[®] (The Mathworks, Natick, USA). Para cada carga em cada músculo a tensão RMS e a FMD foram calculados. Então, o LF_{EMG} foi calculado obtendo-se os coeficientes angulares de cada carga por meio da regressão linear em função do tempo. No segundo gráfico foram relacionados 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 (deVries et al., 1982; Hendrix et al., 2009; Hug et al., 2009) (Figura 2). Para determinar o LF_{EMG} , foram seguidos os critérios propostos por Hug et al. (2011) onde três pré-requisitos deviam ser atingidos: (1) regressão linear positiva significante entre força e coeficiente angular; (2) um coeficiente de determinação ajustado (R^2) para uma relação entre força

vs. coeficiente angular maior que 0,85; e (3) um erro padrão abaixo de 5% do valor do intercepto y .

Figura 2 – Sequência realizada para determinar o LF_{EMG}



5.10 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As distribuições de normalidade das variáveis envolvidas no estudo foram determinadas por meio do teste de *Shapiro-Wilk*. As variáveis foram apresentadas em forma de mediana e seus respectivos quartis (1º e 3º): idade, massa corporal, altura, CIVM e questionário *DASH*.

Para comparar os valores dentro dos grupos, foi utilizado a Anova de Medidas Repetidas Combinada (Mista) com sintaxe própria, segundo o modelo multivariado. O teste M de box foi empregado para se verificar a homogeneidade da matriz de covariâncias. Para comparação entre os grupos, foi utilizada a Anova de Medidas Repetidas. O teste de Mauchly foi empregado para se verificar os pressupostos de esfericidade e, quando os mesmos foram violados, utilizou-se a correção de Greenhouse-Geisser. Quando o teste F foi considerado significativo, comparações múltiplas de Bonferroni foram empregadas para se detectar as diferenças. A significância foi estipulada em 5% ($P \leq 0,05$) e para as análises foi utilizado o programa *Statistica* versão 8.

6 RESULTADOS

As características da amostra são apresentadas na tabela 1. Essa tabela mostra que houve uma diferença estatisticamente significativa para a geração de força isométrica entre os grupos, com um maior valor para o grupo controle. Não foi observada a presença de dor após o protocolo de fadiga para ambos os grupos.

Para o grupo cirurgia os valores do questionário DASH apresentaram uma mediana de 2,49 (1,6–8,3).

Tabela 1 - Dados antropométricos do grupo cirurgia e controle.

Grupos	Idade (anos)		Massa Corporal (kg)		Estatura (cm)		CIVM (kgf)	
Cirurgia	51	46 59	76	73 85	170	169 172	7,3	6,3 8,7
Controle	52,5	47 58	80	73 89	172	168 177	10,4	9,0 12,4
<i>P</i> entre grupos	0,880		0,880		0,596		0,045	
Mediana	1° quartil 3° quartil							

Quando os cinco músculos foram comparados dentro do grupo para as diferentes cargas não foi assumida a homogeneidade da matriz de covariâncias a 20% ($M = 727,2$, $P = 0,001$, $n = 220$), a 30% ($M = 764,8$, $P = 0,001$, $n = 220$), a 40% ($M = 705,2$, $P = 0,001$, $n = 220$) e a 50% ($M = 717,8$, $P = 0,001$, $n = 220$).

Na comparação entre grupos para a carga de 20% foram encontradas diferenças significantes para a variável momento, respectivo ao tempo em janelas de 10% do t final ($P = 0,001$, poder observado = 1,000). *Post-hoc* mostrou diferença no grupo cirurgia para o músculo deltóide anterior no momento 9 e 10 comparado com o momento 1 e no momento 10 comparado com o momento 1 ($P = 0,004$; 0,001 e 0,006 respectivamente). Para o grupo controle no músculo trapézio superior foram encontradas diferenças significantes do momento 6 ao 10 comparado com o 1 e do momento 9 e 10 comparado com o 2 ($P = 0,006$; 0,002; 0,001; 0,001; 0,036; 0,001 respectivamente). Não foram encontradas diferenças estatísticas quando comparados os momentos entre os dois grupos ($P = 0,632$).

Figura 4 – Amplitude RMS ao longo do tempo na carga de 30% para os grupos, Cirurgia e Controle

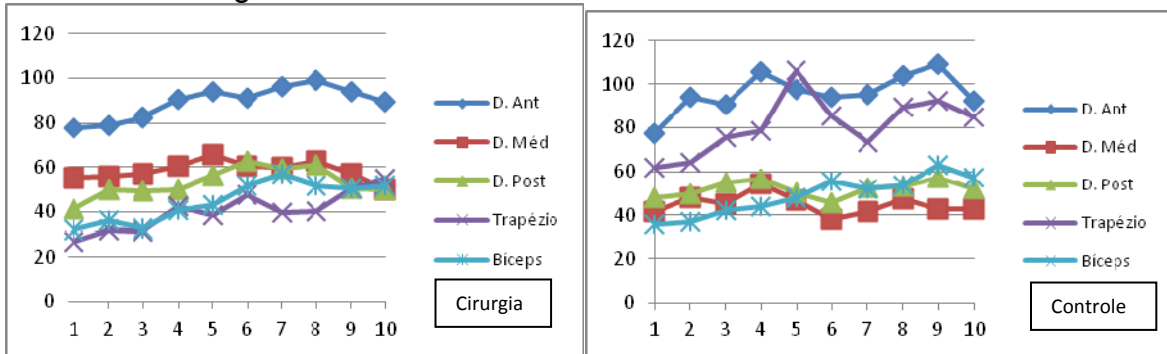


Figura 5 – Amplitude RMS ao longo do tempo na carga de 40% para os grupos, Cirurgia e Controle.

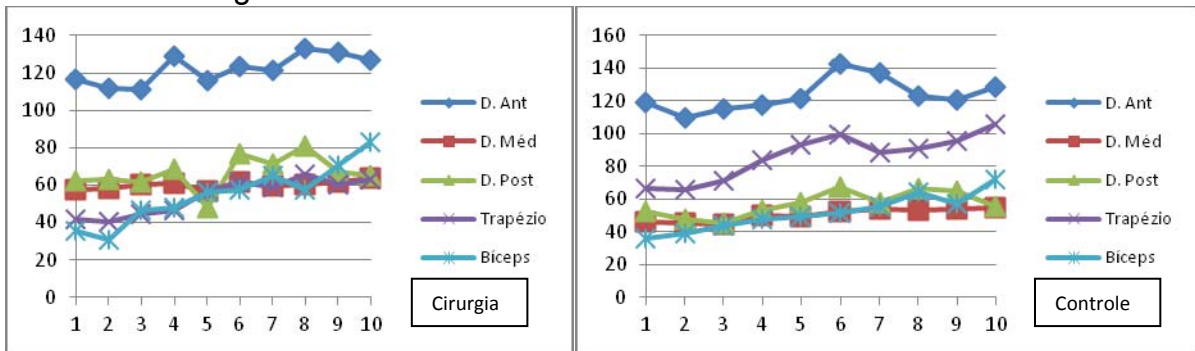
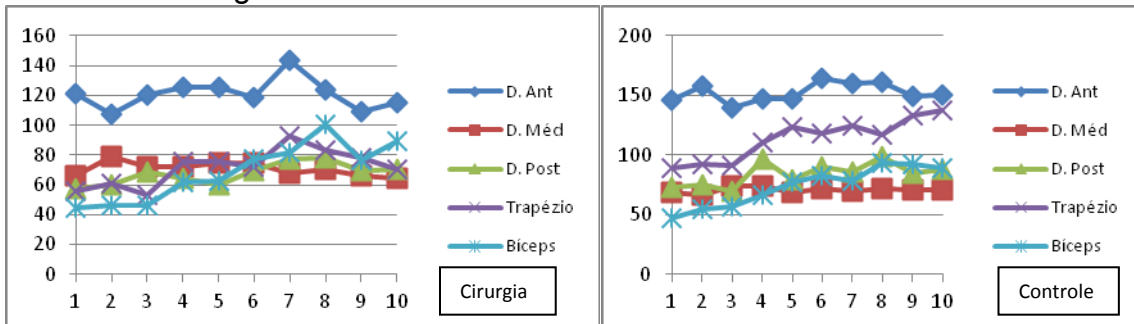


Figura 6 – Amplitude RMS ao longo do tempo na carga de 50% para os grupos, Cirurgia e Controle



Utilizando-se dos critérios descritos anteriormente, o LF_{EMG} não foi um fenômeno observável sendo determinados em 3 músculos por meio do RMS e 1 músculo por meio da FMD dentre os 200 valores de LF_{EMG} obtidos (20 sujeitos x 5 músculos x 2 meios de análise, RMS e FMD). Assim, foi determinado o LF_{EMG} em 2% dos músculos avaliados se somados a RMS e FMD. Os valores dos músculos que passaram pelos critérios são apresentados na tabela 2. Não houve dois ou mais valores válidos de LF_{EMG} obtidos de um mesmo sujeito.

Tabela 2 - Valores válidos obtidos do LF_{EMG}				
	Medida de magnitude	LF _{EMG} (% CIVM)	Erro Padrão (% CIVM)	R ²
Deltóide anterior	RMS	21,88	0,896	0,992
Deltóide posterior	RMS	20,48	0,952	0,996
Trapézio	RMS	7,51	0,164	0,999
Trapézio	FMD	20,74	0,998	0,996

7 DISCUSSÃO

Este estudo pretendeu avaliar a influência da intensidade de contração muscular na atividade eletromiográfica em indivíduos saudáveis e em indivíduos que passaram por intervenção cirúrgica para reparo devido ao espessamento do tendão do músculo supra-espinhoso, durante a abdução isométrica do ombro. Os testes de força e atividade eletromiográfica buscaram avaliar o comportamento mútuo dos músculos motores da abdução do ombro e estabilizadores da escápula que oferecem suporte ao movimento, a fim de identificar diferentes estratégias de ativação intermuscular. Além disso, foi aplicado o protocolo para obtenção do limiar de fadiga eletromiográfico, com o intuito de avaliar sua aplicabilidade. Antes de se discorrer sobre os resultados obtidos, cabe fazer algumas ponderações sobre os aspectos metodológicos que foram estabelecidos no estudo.

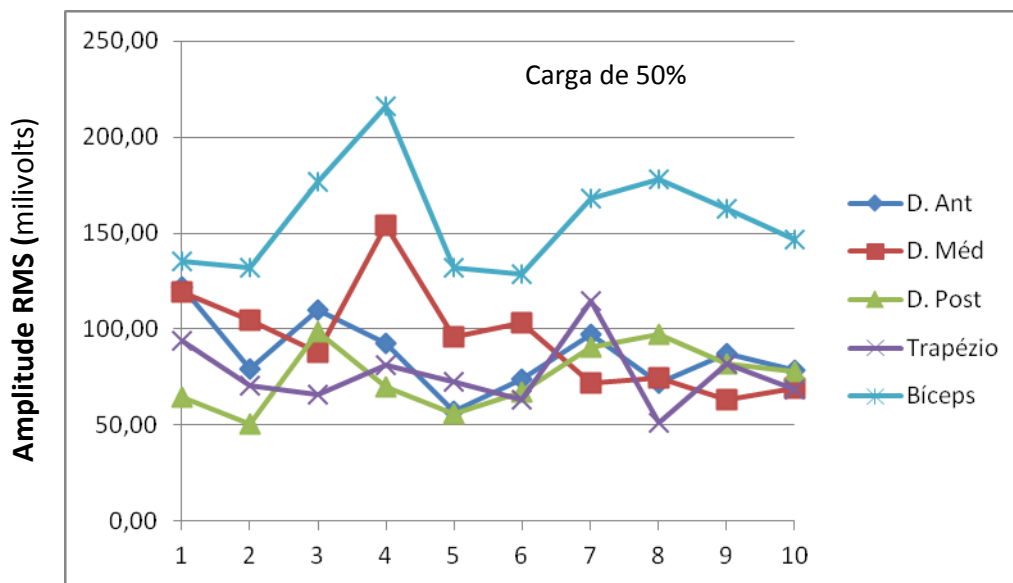
7.1 DO MÉTODO

Com relação ao número de sujeitos, foi estipulado com o cálculo do tamanho da amostra um valor de 23 indivíduos para cada grupo, mas o presente estudo obteve apenas 10 indivíduos por grupo, isso devido a alguns fatores no momento em que se estava recrutando os sujeitos para integrar a amostra. Em um primeiro contato com as clínicas, houve uma resistência por parte dos médicos responsáveis para liberar as fichas dos pacientes. Em seguida, observou-se que grande parte das pessoas submetidas ao tipo de cirurgia escolhida para os critérios de inclusão eram do gênero feminino e para este trabalho havia se estabelecido apenas a participação de homens. As clínicas que foram procuradas para colaborar com o estudo eram de Londrina, mas vários dos pacientes eram de outras cidades, e por este motivo não se disponibilizaram a participar da pesquisa. Outra parcela dos pacientes possuía lesões associadas que os impediam de participar do estudo, ou haviam realizado a cirurgia em datas que não foram estabelecidas para os critérios de inclusão. Além disso, houve os pacientes que simplesmente se recusaram a participar do estudo. Estes fatores somados impossibilitaram uma amostra de pelo menos 23 sujeitos por grupo.

7.2 DA ANÁLISE QUALITATIVA

Quando analisados os gráficos de forma separada é possível observar padrões distintos de atividade que caracterizam estratégias individuais. Observando os gráficos de RMS ao longo do tempo foi possível identificar um indivíduo com destacada atividade em bíceps (Fig. 7) nas quatro cargas observadas.

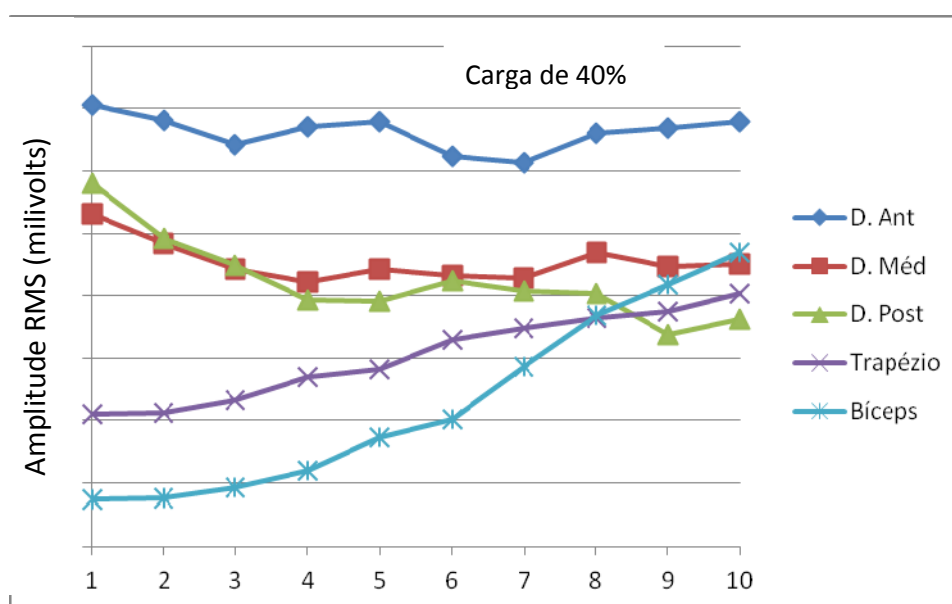
Figura 7 – Sujeito com maior atividade de bíceps durante carga de 50%



Outros apresentaram um interessante padrão onde a destacada amplitude dos três deltóides mantinha-se relativamente estável enquanto era observado um aumento na amplitude do trapézio e bíceps (Fig. 8), principalmente durante cargas mais elevadas, o que sugere em um primeiro momento a alternância do padrão de atividade entre os músculos sinergistas para extensão do tempo de exercício, como foi sugerido por Kouzaki e Shinohara et al (2006). A alternância no padrão de atividade muscular foi observado em uma variedade de grupos musculares sinergistas, que inclui extensores de joelho (Sjøgaard et al 1986) e extensores de tornozelo (Tamaki et al 1998), no entanto esses estudos foram realizados mantendo-se baixas cargas de contração isométrica durante longos períodos de tempo. Outro padrão diferente do incremento linear da atividade muscular é a atividade muscular intermitente, que foi observada por Semmler et al (1999) e Semmler et al (2000) durante flexões isométricas do cotovelo à 20% da CIVM em 7 dos 11 sujeitos avaliados. Contudo, sem um poder amostral para

identificar esses padrões por meio do cálculo estatístico, essas observações são apenas especulações e podem ter sido geradas por compensações posturais não detectadas durante o teste.

Figura 8 – Sujeito com aumento da atividade de bíceps e trapézio durante carga de 40%



7.3 DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

Nas comparações realizadas dentro dos grupos a homogeneidade não foi assumida, isso pode se dar ao fato da pequena amostra e a grande quantidade de comparações realizadas, diminuindo assim o poder do teste. Quando comparados ambos os grupos não foi observado uma diferença significativa, no entanto ao longo do tempo a atividade do músculo trapézio elevou-se de forma significativa nas quatro cargas observadas para o grupo cirurgia, enquanto que para o grupo controle este comportamento ocorreu no músculo deltóide anterior apenas na carga de 20%.

A diferença encontrada na variável momento para o músculo trapézio superior no grupo controle sugere indícios de dois distintos padrões de atividade muscular entre grupo controle e cirurgia, na qual o grupo controle apresenta característica mais sinérgica que o outro. Como já visto anteriormente, o músculo trapézio superior permite o posicionamento adequado da escápula enquanto a articulação glenoumeral se mantém em abdução de 90° pela ação do músculo

deltóide (Saha 1961; Walker & Poppen 1977). Sendo assim, mesmo o grupo cirurgia apresentando valores altos de funcionalidade pelo questionário DASH, a avaliação EMG não apresentou resultados condizentes com um padrão de atividade muscular sinérgico, como foi apresentado pelo grupo controle.

Quando existe uma falta de atividade dos estabilizadores escapulares, todos os músculos ligados à escápula são afetados (KIBLER et al 1998). Os retratores escapulares estabilizam a escápula e fornecem um firme apoio para o movimento do ombro. A fadiga nesses retratores escapulares pode levar à diminuição na produção de força dos músculos do manguito rotador e contribuir com o impacto interno glenoumeral (TYLER et al 2009; VON EISENHART-ROTHER et al 2005; WILK & ARRIGO 1993). No presente estudo, a produção de força do grupo cirurgia obteve uma mediana 28% menor quando comparada com o grupo controle e isso, associado à baixa atividade do trapézio superior, está de acordo com os resultados dos estudos apresentados acima.

A estabilidade articular advém tanto da arquitetura ligamentar e musculotendínea inerente à articulação quanto da estimulação da rede de mecanorreceptores musculotendíneos e capsuloligamentares que fornecem estabilização dinâmica e integração com o sistema somatosensorial, vestibular e visual (Myers et al 2006). A lesão dos estabilizadores mecânicos também altera a contribuição dos receptores aferentes na estabilização dinâmica (LEPHART & HENRY 1996). Esta diminuição na propriocepção foi atribuída à redução da atividade muscular e consequente atrofia muscular local (CUOMO et al 2005). O impacto subacromial tem sido ligado a déficits de propriocepção. Alterações na ativação muscular foram identificadas em pacientes com instabilidade glenoumeral durante testes de elevação simples com ambos os braços (MCMAHON et al 1996). Além disso, foi identificada atividade reflexa suprimida em peitoral maior e bíceps braquial e menor coativação supraespinoso-subscapular o que pode contribuir com episódios recorrentes de instabilidade em pacientes com instabilidade glenoumeral (MYERS et al 2004).

Alguns achados associam anormalidades na ativação muscular com o impacto subacromial e lesão em manguito rotador como, por exemplo, aumento na atividade de deltóide médio, diminuição na atividade de supra-espinhoso, infra-espinhoso e subescapular, diminuição da coativação na musculatura do manguito

rotador e estabilização escapular suprimida pelo trapézio e serrátil anterior durante abdução do ombro (KELLY et al 2005). Algumas evidências sugerem que a intervenção cirúrgica ao restaurar a estabilidade mecânica apresenta benefícios na restauração da propriocepção (ZUCKERMAN et al 2003; POTZL et al 2004; CUOMO et al 2005). No entanto, no presente estudo, o padrão de atividade muscular encontrado no grupo cirurgia apresentou alguns indícios que os assemelham a pacientes com impacto subacromial ou lesão na musculatura do manguito rotador, mesmo com os participantes deste grupo já terem recebido alta da fisioterapia ou estarem em fase final de tratamento. Este achado pode ser devido à característica da amostra e os consequentes objetivos do programa de reabilitação. Considerando que os sujeitos não realizavam atividade física vigorosa ou atlética no cotidiano, o programa de reabilitação na qual eles foram submetidos pode ter dada maior atenção na analgesia, ganho de amplitude de movimento e função. Contudo, ter deixado em segundo plano o treino para ganho de força e de consciência proprioceptiva, que como sugerido por Myers e Lephart (2000) pode restabelecer os trajetos aferentes dos mecanorreceptores ao sistema nervoso central e contribuir com melhor eficiência na estabilização dinâmica.

Em uma revisão sistemática realizada por Michener et al (2004) foi observada a efetividade da reabilitação em pacientes com síndrome do impacto subacromial e apesar das evidências serem limitadas elas sugerem que a mobilização articular e terapia com laser são eficientes na diminuição da dor e melhora da função, enquanto a aplicação de ultrassom aparentemente não apresentou benefícios e a acupuntura apresentou resultados duvidosos. Em um estudo realizado por Camargo et al (2012) foi observado que durante um protocolo de treino excêntrico para abdutores do ombro houve melhora da dor, função e desempenho isocinético em sujeitos com síndrome do impacto. Existem poucos estudos que avaliam as mudanças de atividade dos músculos estabilizadores escapulares. O acompanhamento durante a reabilitação de pacientes com lesão por impacto interno glenoumeral, pela ótica da atividade sinérgica entre estabilizadores e motores do movimento, poderia trazer benefícios para melhorar a eficiência no tratamento dessas lesões.

7.4 DO LIMIAR DE FADIGA ELETROMIOGRÁFICO

Não foi possível avaliar a função muscular por meio do LF_{EMG} quando utilizados os critérios descritos por Huget al (2009), tanto a partir da atividade RMS quanto pelos dados da FMD. Dos 200 valores obtidos, apenas 4 passaram pelos critérios propostos, o que demonstra a incapacidade de se determinar valores válidos de LF_{EMG} .

Hug et al (2009) compararam o LF_{EMG} entre os diferentes músculos envolvidos durante um teste isométrico de flexão de cotovelo. No entanto, dos oito sujeitos avaliados apenas três puderam ter seus LF_{EMG} determinados. Os critérios para considerar os resultados válidos 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 a força e inclinação da atividade elétrica e erro padrão do LF_{EMG} menor que 5% da contração voluntária máxima.

Buillard et al (2011) avaliaram a validade e a reprodutibilidade do LF_{EMG} a partir da atividade EMG do primeiro interósseo dorsal, utilizando os critérios propostos por Hug et al (2009) assim como no presente estudo. Os autores utilizaram um conjunto adesivo de oito eletrodos lineares com 5 mm de distância inter-eletrodo. O LF_{EMG} foi determinado nos sete canais EMG, empregando tanto a atividade RMS quanto a EMG no domínio da frequência. Em ordem de evitar a variabilidade espacial da atividade EMG, os valores de RMS e FFT também foram determinados a partir da média da atividade dos sete canais. Com isso, 24% dos sujeitos exibiram valores válidos de LF_{EMG} pela RMS e 73% pela FFT em pelo menos um canal EMG e utilizando a média dos sete canais, 8% exibiram valores válidos de LF_{EMG} pela RMS e 51% pela FFT. Quando os sujeitos foram reavaliados para se calcular a reprodutibilidade, nenhum apresentou valor válido de LF_{EMG} para RMS e 7 dos 12 sujeitos reavaliados apresentaram valores válidos de FFT que, por sua vez, obtiveram um coeficiente de correlação intraclasse (CCI) de -0,029, indicando uma pobre reprodutibilidade.

No presente estudo uma quantidade muito pequena de sinais eletromiográficos atingiu os pré-requisitos mínimos para se determinar o LF_{EMG} . Em 1982 deVries et al sugeriram o LF_{EMG} a partir de estudos que traziam a amplitude do

sinal elétrico como um comportamento linear ao longo do tempo. Porém estudos posteriores demonstraram que a distribuição espacial da atividade EMG não é homogênea (Holtermann et al 2005) e que esta possível compartimentalização é particularmente conveniente em músculos com elevada diversidade de funções biomecânicas como por exemplo o músculo trapézio superior (Johnson et al 1994). Bouillard et al (2011) ao avaliar o primeiro interósseo dorsal, buscaram minimizar os vieses causados por dois fatores: (I) suposta compensação entre músculos (Kouzaki et al 2002) e (II) distribuição não homogênea da atividade EMG inerente ao músculo (Farina et al 2008). No presente estudo, a postura de abdução do ombro a 90° exige a participação de uma grande rede de músculos motores e estabilizadores e como foi possível observar, a atividade elétrica dos músculos avaliados não se comportou de forma linear ao longo do tempo.

Estudos recentes observaram mudanças na distribuição espacial da atividade elétrica do músculo trapézio superior (Farina et al 2008). Estes autores sugeriram que a reorganização da atividade muscular com contração sustentada tem uma importância funcional na redução do desenvolvimento da fadiga, sendo que os sujeitos que apresentaram maiores mudanças na distribuição espacial, sustentaram a contração muscular durante mais tempo. Esta distribuição não homogênea da atividade muscular associada à compensação entre os músculos acaba por impossibilitar a aplicação do LF_{EMG} para avaliar a função muscular na prática clínica ou avaliação física.

7.5 IMPLICAÇÕES PARA NOVOS ESTUDOS

Novos estudos devem explorar os diferentes padrões de sinergia que podem surgir no ombro durante exercícios fatigantes e modelos não lineares para avaliar a função muscular.

8 CONCLUSÃO

Os resultados não apontaram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, isso pode ser devido à pequena amostra obtida e a grande quantidade de comparações realizadas, diminuindo assim o poder do teste. No entanto o aumento de atividade no músculo trapézio no grupo controle traz um indicativo de que mesmo após a cirurgia de reconstituição do ligamento supra-espinhoso e reabilitação fisioterápica uma mudança na sinergia muscular pode ter ocorrido.

A aplicação do questionário DASH apresentou altos valores de funcionalidade para o grupo cirurgia, o que mostra a necessidade de maior atenção do fisioterapeuta visto que mesmo a atividade muscular podendo estar alterada a função pode atingir altos valores. Além disso, os valores de força muscular foram 28% menor comparada com o grupo controle.

A aplicação do LF_{EMG} durante o teste de abdução do ombro apresentou uma quantidade muito baixa de valores válidos para se avaliar a função muscular. Levando-se em consideração a variabilidade da ativação muscular ao longo do tempo de exercício, futuros testes de função muscular que se utilizem da EMG devem procurar por modelos não lineares para acompanhar o comportamento muscular de forma mais acurada.

9 REFERÊNCIAS

1. VAN DER HELM FC. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. **J Biomech**. v. 27, p. 527-50,1994.
2. INMAN VT. Saunders JB. Abbott LC. Observations on the function of the shoulder joint. **J Bone Joint Surg**. v. 26A, p. 1-30,1944.
3. ROOCKWOOD CA; Matsen FA. **Ombro**. Rio de Janeiro: Revinter, 2ª ed., 2002.
4. LARSON SG; Jungers WL; Morwood MJ; Sutikna T et al. Homo floresiensis and the evolution of the hominin shoulder. **J Human Evoluion**. v. 53, p. 718-731,2007.
5. KENT BE. Functional anatomy of the shoulder complex. **Physcal Therapy**. v. 51, p. 867-887,1970.
6. LUDEWIG PM, Borstead JD. The shoulder complex. In: Joint structure and function: Acomprehensive analysis. Levangie PK, Norkin C. Philadelphia: **F.A Davies Company**. p. 233-66,2005.
7. BASMAJIN J, Bazant F. Factors preventing downward dislocation of the adducted shoulder. **J Bone Joint Surg Am**. v. 41, p. 1182-86,1959.
8. TYLER TF, Cuoco A, Schachter AK, Thomas GC, McHugh MP. The effect of scapular-retractor fatigue on external and internal rotation in patients with internal impingement. **J Sport Rehab**. v. 18, p. 229-239,2009.
9. LABRIOLA JE, Lee TQ, Debski RE, McMahon PJ. Stability and instability of the glenohumeral joint: the role of shoulder muscles. **J Shoulder Elbow Surg**. v. 14, p. 32S-38S, 2005.
10. KAPANDJI AI. Fisiologia Articular – Membro superior, 5ª ed, **Editorial Médica Panamericana**, 2000.
11. STEENBRINK F, Meskers CGM, Nelissen RGHH, Groot JH. The relation between increased deltoid activation and adductor muscle activation due to glenohumeral cuff tears. **J Biomech**. v. 43, p. 2049-2054,2010.
12. LIU J, Hughes RE, Smutz WP, Niebur G, Nan-An K. Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation. **Clin Biomech**. v. 12, p. 32-38,1997.
13. CODMAN EA, Akerson IB. The pathology associated with rupture of the supraspinatus tendon. **Ann Surg**. v. 93, p. 348-59,1931.
14. KEYES EL. Observations on rupture of the supraspinatus tendon: Based upon a study of seventy-three cadavers. **Ann Surg**. v. 97, p. 849-56,1933.
15. NEER CS II. Impingement lesions. **Clin Orthop Relat Res**. v. 173, p.70-7, 1983.

16. OZAKI J, Fujimoto S, Nakagawa Y, Masuhara K, Tamai S. tears of the rotator cuff on the shoulder associated with pathological changes in the acromion. A study in cadaver. **J Bone Joint Surg Am.** v. 70, p. 1224-30,1988.
17. YAMAMOTO A, Takagishi K, Osawa T, Yanagawa T, et al. Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in general population. **J Shoulder Elbow Surg.** v. 19, p.116-120,2010.
18. MILGROM C, Schaffer M, Gilbert S, van Holsbeeck M. Rotator cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender. **J Bone Joint Surg Br.** v. 77, p. 296-8,1995.
19. ARROYO JS, Hershon SJ, Bigliani LU. Special considerations in the athletic throwing. **Orthop Clin North Am.** v. 28, p. 69-78,1997.
20. BALLANTYNE BT, O'Hane SJ, Paschall JL, et al. Electromyographic activity of selected shoulder muscles in commonly used therapeutic exercise. **Phys Ther.** v. 73(10), p. 668-677,1993.
21. COOLS AM, Witvrow EE, Declercq GA, Vanderstraeten GG, Cambier DC. Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotation during a protraction-retraction movement in overhead athletes with impingement symptoms. **Br J Sports Med.** v. 38, p. 64-68,2004.
22. 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.** v. 29, p. 574-586,1999.
23. WELDON EJ III, Richardson AB. Upper extremity overuse injuries in swimming. A discussion of swimmer's shoulder. **Clin Sports Med.** v. 20(3), p. 423-438,2001.
24. KIBLER WB. The role of the scapula in athletic shoulder function. **Am J Sports Med.** v. 26, p. 325-337,1998.
25. TOWNSEND H, Jobe FW, Pink M, Perry J. Electromyographic analysis of the glenohumeral muscles during a baseball rehabilitation program. **Am J Sports Med.** v. 19, p. 264-272,1991.
26. KIM HM, Teefey SA, Zelig A, Leesa M, et al. Shoulder strength in asymptomatic individuals with intact compared with torn rotator cuffs. **J Bone Joint Surg Am.** v. 91, p. 289-96,2009.
27. SODERBERG GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of Kinesiologic electromyographic data. **Phys Ther.** v. 80, p. 485-498,2000.
28. CRAM JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. Gaithersburg: **Aspen Publishers**, 1998.

29. BASMAJIN JV, De Luca CJ. Muscles alive: their functions revealed by electromyography. Baltimore: **Willians & Wilkins**, 5^a ed, 1985.
30. MC QUADE KJ, Dawson J, Smidt G. Scapulothoracic muscle fatigue associated with alterations in scapulohumeral rhythm kinematics during maximum resistive shoulder elevation. **JOSPT**. v. 28, p. 74-80,1998.
31. MORITANI T, Muro M, Nagata A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. **J Appl Physiol**. v. 60, p. 1179-185,1986.
32. KONRAD P. The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography. **Noraxon inc**. USA. 1^a ed. 2005.
33. OCARINO JM, Silva PLP, Vaz DV, Aquino CF, Bricio RS, Fonseca ST. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. **Fisioter Bras**. v. 6, p. 305-310,2005.
34. EDWARDS RHT. Human muscle function and fatigue. In: Porter R, Whelan J, editors. Ciba Foundation Symposium 82, eds. Human muscle fatigue: physiological mechanisms. London: **Pitman**. p. 1–18,1981.
35. ABBISS CR, Laursen PB. Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling. **Sports Med**. v. 35, p. 865-98,2005.
36. ENOKA RM, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. **J Appl Physiol**. v. 72(5), p. 1631-1648,1992.
37. KAY D, StClair Gibson A, Mitchell MJ, Lambert MI, Noakes TD. Different neuromuscular recruitment patterns during eccentric, concentric and isometric contractions. **J Electromiogr Kinesiol**. v. 10, p. 425-421,2000.
38. GANDEVIA SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. **Physiol Rev**. v. 81, p. 1725-89,2001.
39. ST CLAIR GIBSON A, Noakes TD. Evidence for complex system integration and dynamic neural regulation of skeletal muscle recruitment during exercise in humans. **Br J Sports Med**. v.38, p. 797-806,2004.
40. MARCORA SM. Do we really need a central governor to explain brain regulation of exercise performance? **Eur J Appl Physiol**. v. 104, p. 929-31,2008.
41. WRIGHT RA. Brehm's theory of motivation as a model of effort and cardiovascular response. 1996. In: Gollwitzer PM, Bargh JA (eds), The psychology of action: Linking cognition and motivation to behavior. **Guilford**, New York, p. 424-453,1996.
42. NOAKES TD. Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. **Scand J Med Sci Sports**. v. 10, p. 123-145,2000.

43. NOAKES TD. Determining the extent of neural activation during maximal effort. **Med Sci Sports Exerc.** v. 39, p. 2092,2007.
44. MARCORA SM, Staiano W. The limit to exercise tolerance in humans: mind over muscle? **Eur J Appl Physiol.** v. 109, p. 763-770,2010.
45. MARCORA S. Perception of effort during exercise is independent of afferent feedback from skeletal muscles, heart, and lungs. **J Appl Physiol.** v. 106, p. 2060-2,2009.
46. EBAUGH DD, McClure PW, Karduna AR. Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. **J Electromyogr Kinesiol.** v. 16, p. 224-35, 2006.
47. RODRIGUES D, Pessan MAB, Kawano MM, Stabile GRV, Cardoso, JR. Electromyographic analysis of deltoid muscle fatigue during abduction on scapular and frontal plane. **Electromyogr Clin Neurophysiol.** v. 48, p. 293-300,2008.
48. ELERT JE, Rantapaa-Dahlqvist SB, Henriksson-Larsen K, Lorentzon R, Gerdle BU. Muscle performance, electromyography and fibre type composition in fibromyalgia and work-related myalgia. **Scand J Rheumatol.** v. 21, p. 28-34,1992.
49. 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.** v. 17, p. 264-74,2007.
50. SCHULTE E, Kallenberg LA, Christensen H, Disselhorst-Klug C, Hermens HJ, Rau G, Sogaard 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.** v. 96, p. 185-93, 2006.
51. PEREIRA HM. **Limiar de Fadiga eletromiográfico, percepção de esforço e influência da intensidade de contração durante a abdução do ombro** [dissertação] Londrina, Universidade Estadual de Londrina. 2009.
52. SAHA A. Theory of shoulder mechanism: Descriptive and applied. Springfield, IL, **Charles C Thomas.** 1961.
53. WALKER P, Poppen N: Biomechanics of the shoulder joint during abduction on the plane of the scapula. **Bull Hop Joint Dis.** v. 38, p. 107,1977.
54. LUDEWIG PM, Reynolds JF. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. **J Orthop Sports Phys Ther.** v. 39, p. 90,2009.
55. DAVID G, Magarey ME, Jones MA, et al. EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. **Clin Biomech** (Bristol, Avon). v. 15, p. 95-102,2000.

56. ITOI E, Minagawa H, Sato T, Sato K, Tabata S. Isokinetic strength after tears of the supraspinatus tendon. **J Bone Joint Surg Br.** v. 79, p. 77-82, 1997.
57. MACDERMID et. al. The impact of rotator cuff pathology on isometric and isokinetic strength, function, and quality of life. **J Shoulder Elbow Surg.** p. 593-598, 2004.
58. ORFALE et. al. Translation into Brazilian Portuguese, cultural adaptation and evaluation of the reliability of the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand Questionnaire. **Braz J Med Biol Res.** p. 293-302, 2005.
59. CLAMANN HP. Motor unit recruitment and the gradation of muscle force. **Phys Ther.** v. 73, p. 830-43, 1993.
60. 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.** v. 90, p. 804-10, 2001.
61. 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.** p. 361-80, 1995.
62. DEVRIES HA, Moritani T, Nagata A, Magnussen K. The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated by electromyographic data. **Ergonomics.** v. 25, p. 783-91, 1982.
63. HENDRIX CR, Housh TJ, Johnson GO, Mielke M, Camic CL, Zuniga JM, et al. Comparison of critical force to EMG Fatigue Thresholds during isometric leg extension. **Med Sci Sports Exerc.** v. 41, p. 956-64, 2009.
64. HUG F, Nordez A, Guével A. Can the electromyographic fatigue threshold be determined from superficial elbow flexor muscle during an isometric single joint task? **Eur J Appl Physiol.** v. 107(2), p. 193-201, 2009.
65. KOUZAKI M, Shinohara M. The frequency of alternate muscle activity is associated with the attenuation in muscle fatigue. **J Appl Physiol.** v. 101, p. 715-720, 2006.
66. SEMMLER JG, Kutzschever DV, Enoka RM. Gender differences in the fatigability of human skeletal muscle. **J Neurophysiol.** v. 82, p. 3590-3593, 1999.
67. SEMMLER JG, Kutzschever DV, Enoka RM. Limb immobilization alters muscle activation patterns during a fatiguing isometric contraction. **Muscle Nerve.** v. 23, p. 1381-1392, 2000.
68. SJØGAARD G, Kiens B, Jørgensen K, Saltin B. Intramuscular pressure, EMG and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. **Acta Physiol Scand.** v. 128, p. 475-484, 1986.

69. TAMAKI H, Kitada K, Akamine T, Murata F, Sakou T, Kurata H. Alternate activity in the synergistic muscles during prolonged low-level contraction. **J Appl Physiol**. v. 84, p. 1943-1951,1998.
70. VON EISENHART-ROTHE R, Matsen FA, 3rd, Eckstein F, Vogl T, Graichen H. Pathomechanics in a traumatic shoulder instability. Scapular position correlates with humeral head centering. **Clin Orthop Relat Res**. v. 433, p. 82-89,2005.
71. WILK KE, Arrigo CA. Current concepts in the rehabilitation of the athletic shoulder. **J Orthop Sports Phys Ther**. v. 18(1), p. 365-378,1993.
72. MICHENER LA, Walsworth MK, Burnet EN. Effectiveness of rehabilitation for patients with subacromial impingement syndrome. A systematic review. **J Hand Ther**. v. 17(2), p. 152-64,2004.
73. MYERS JB, Wassinger CA, Lephart SM. Sensorimotor contribution to shoulder stability: Effect of injury and rehabilitation. **Man Ther**. v. 11, p. 197-201,2006.
74. CUOMO F, Birdzell MG, Zuckerman JD. The effect of degenerative arthritis and prosthetic arthroscopy on shoulder proprioception. **J Shoulder Elbow Surg**. v. 14(4), 345-8,2005.
75. KELLY BT, Williams RJ, Cordasco FA, Backus SI, Otis JC, Weiland DE, Altchek DW, Craig EV, Wickiewicz TL, Warren RF. Differential patterns of muscle activation in patients with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. **J Shoulder Elbow Surg**. v. 14(2), p. 165-71,2005.
76. LEPHART SM, Henry TJ. The physiological basis for open and closed kinetic chain rehabilitation for the upper extremity. **J Sport Rehab**. v. 5, p. 71-87,1996.
77. LEPHART SM, Riemann BL, Fu FH. Introduction to the sensorimotor system. In: Lephart SM, Riemann BL, Fu FH, editors. Proprioception and neuromuscular control in joint stability. Champaign: **Human Kinetics**. p. xvii-xiv.2000.
78. MCMAHON PJ, Jobe FW, Pink MM, Brault JR, Perry J. Comparative electromyographic analysis of shoulder muscles during planar motions: anterior glenohumeral instability versus normal. **J Shoulder Elbow Surg**. v. 5(2Pt1), p. 118-23,1996.
79. MYERS JB, Ju YY, Hwang JH, McMahon PJ, Rodosky MW, Lephart SM. Reflexive muscle activation alterations in shoulders with anterior glenohumeral instability. **Am J Sports Med**. v. 32(4), p.1013-21,2004.
80. POTZL W, Thorwesten L, Gotze C, Garmann S, Steinbeck J. Proprioception of the shoulder joint after surgical repair for instability: a long-term follow-up study. **Am J Sports Med**. v. 32(2), p. 425-30,2004.
81. ZUCKERMAN JD, Gallagher MA, Cuomo F, Rokito A. The effect of instability and subsequent anterior shoulder repair on proprioceptive ability. **J Shoulder Elbow Surg**. v. 12(2), p. 105-9, 2003.
82. BOUILLARD K, Guével A, Hug F. The electromyographic fatigue threshold is not a valid tool to assess muscle function. **J Electromyogr Kinesiol**. v. 21, p. 229-235,2011.

83. HOLTERMANN A, Roeleveld K, Karlsson JS. In homogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment. **J Electromyogr Kinesiol.** v. 15, p. 131-7,2005.
84. JOHNSON G, Bogduk N, Nowitzke A, House D. Anatomy and actions of the trapezius muscle. **Clin Biomech.** v. 9, p. 44-50,1994.
85. KOUZAKI M, Shinohara M, Masani K, Kanehisa H, Fukunaga T. Alternate muscle activity observed between knee extensor synergists during low level sustained contractions. **J Appl Physiol.** v. 93, p.675-84, 2002.
86. 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.** v. 18, p. 16-25, 2008.

ANEXOS

ANEXO A

Questionário DASH

Instruções

Esse questionário é sobre seus sintomas, assim como suas habilidades para fazer certas atividades.

Por favor, responda a todas as questões baseando-se na sua condição na semana passada.

Se você não teve a oportunidade de fazer uma das atividades na semana passada, por favor, tente estimar qual resposta seria a mais correta.

Não importa qual mão ou braço você usa para fazer a atividade; por favor, responda baseando-se na sua habilidade independentemente da forma como você faz a tarefa.

Meça a sua habilidade em fazer as seguintes atividades na semana passada circulando a resposta apropriada abaixo:

	Não houve dificuldade	Houve pouca dificuldade	Houve dificuldade média	Houve muita dificuldade	Não conseguiu fazer
1. Abrir um vidro novo ou com a tampa muito apertada	1	2	3	4	5
2. Escrever	1	2	3	4	5
3. Virar uma chave	1	2	3	4	5
4. Preparar uma refeição	1	2	3	4	5
5. Abrir uma porta pesada	1	2	3	4	5
6. Colocar algo em uma prateleira acima de sua cabeça	1	2	3	4	5
7. Fazer tarefas domésticas pesadas (por exemplo: lavar paredes, lavar o chão)	1	2	3	4	5
8. Fazer trabalho de jardinagem	1	2	3	4	5
9. Arrumar a cama	1	2	3	4	5
10. Carregar uma sacola ou uma mala	1	2	3	4	5
11. Carregar um objeto pesado (mais de 5 kg)	1	2	3	4	5
12. Trocar uma lâmpada acima da cabeça	1	2	3	4	5
13. Lavar ou secar o cabelo	1	2	3	4	5
14. Lavar suas costas	1	2	3	4	5
15. Vestir uma blusa fechada	1	2	3	4	5
16. Usar uma faca para cortar alimentos	1	2	3	4	5
17. Atividades recreativas que exigem pouco esforço (por exemplo: jogar cartas, tricotar)	1	2	3	4	5
18. Atividades recreativas que exigem força ou impacto nos braços, ombros ou mãos (por exemplo: jogar vôlei, martelar)	1	2	3	4	5
19. Atividades recreativas nas quais você move seu braço livremente (como pescar, jogar peteca)	1	2	3	4	5
20. Transportar-se de um lugar a outro (ir de um lugar a outro)	1	2	3	4	5
21. Atividades sexuais	1	2	3	4	5
	Não afetou	Afetou pouco	Afetou medianamente	Afetou muito	Afetou extremamente
22. Na semana passada, em que ponto o seu problema com braço, ombro ou mão afetou suas atividades normais com família, amigos, vizinhos ou colegas?	1	2	3	4	5
	Não limitou	Limitou pouco	Limitou medianamente	Limitou muito	Não conseguiu fazer
23. Durante a semana passada, o seu trabalho ou atividades diárias normais foram limitadas devido ao seu problema com braço, ombro ou mão?	1	2	3	4	5
Meça a gravidade dos seguintes sintomas na semana passada:	Nenhuma	Pouca	Mediana	Muita	Extrema
24. Dor no braço, ombro ou mão	1	2	3	4	5
25. Dor no braço, ombro ou mão quando você fazia atividades específicas	1	2	3	4	5
26. Desconforto na pele (alfinetadas) no braço, ombro ou mão	1	2	3	4	5

27. Fraqueza no braço, ombro ou mão	1	2	3	4	5
28. Dificuldade em mover braço, ombro ou mão	1	2	3	4	5
	Não houve dificuldade	Pouca dificuldade	Média dificuldade	Muita dificuldade	Tão difícil que você não pôde dormir
29. Durante a semana passada, qual a dificuldade que você teve para dormir por causa da dor no seu braço, ombro ou mão?	1	2	3	4	5
	Discordo totalmente	Discordo	Não concordo nem discordo	Concordo	Concordo totalmente
30. Eu me sinto menos capaz, menos confiante e menos útil por causa do meu problema com braço, ombro ou mão	1	2	3	4	5

As questões que se seguem são a respeito do impacto causado no braço, ombro ou mão quando você toca um instrumento musical, pratica esporte ou ambos.

Se você toca mais de um instrumento, pratica mais de um esporte ou ambos, por favor, responda com relação ao que é mais importante para você. Por favor, indique o esporte ou instrumento que é mais importante para você: _____

Eu não toco instrumentos ou pratico esportes (você pode pular essa parte)

Por favor circule o número que melhor descreve sua habilidade física na semana passada. Você teve alguma dificuldade para:	Fácil	Pouco difícil	Dificuldade média	Muito difícil	Não conseguiu fazer
1. Uso de sua técnica habitual para tocar instrumento ou praticar esporte?	1	2	3	4	5
2. Tocar o instrumento ou praticar o esporte por causa de dor no braço, ombro ou mão?	1	2	3	4	5
3. Tocar seu instrumento ou praticar o esporte tão bem quanto você gostaria?	1	2	3	4	5
4. Usar a mesma quantidade de tempo tocando seu instrumento ou praticando o esporte?	1	2	3	4	5

As questões seguintes são sobre o impacto do seu problema no braço, ombro ou mão em sua habilidade em trabalhar (incluindo tarefas domésticas se este é seu principal trabalho).

Por favor, indique qual é o seu trabalho: _____

Eu não trabalho (você pode pular essa parte)

Por favor, circule o número que melhor descreve sua habilidade física na semana passada. Você teve alguma dificuldade para:	Fácil	Pouco difícil	Dificuldade média	Muito difícil	Não conseguiu fazer
1. Uso de sua técnica habitual para seu trabalho?	1	2	3	4	5
2. Fazer seu trabalho usual por causa de dor em seu braço, ombro ou mão?	1	2	3	4	5
3. Fazer seu trabalho tão bem quanto você gostaria?	1	2	3	4	5
4. Usar a mesma quantidade de tempo fazendo seu trabalho?	1	2	3	4	5

Cálculo do escore do DASH

Para se calcular o escore das 30 primeiras questões, deverá ser utilizada a seguinte fórmula:

(Soma dos valores das 30 primeiras questões - 30)/1,2

Para o cálculo dos escores dos módulos opcionais, estes deverão ser calculados separadamente, utilizando a seguinte fórmula:

(Soma dos valores - 4)/0,16

ANEXO B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Projeto de Pesquisa: **INFLUÊNCIA DA INTENSIDADE DE CONTRAÇÃO NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA EM INDIVÍDUOS COM LESÃO DO MANGUITO ROTADOR DURANTE A ABDUÇÃO DO OMBRO**

Prezado (a) Senhor (a):

Gostaríamos de convidá-lo a participar da pesquisa **“Influência da intensidade de contração na atividade eletromiográfica em indivíduos com lesão do manguito rotador durante a abdução do ombro”**, que será realizada no Hospital Universitário da Universidade Estadual de Londrina. O objetivo da pesquisa visa avaliar o esforço máximo do músculo deltóide e do trapézio por meio da eletromiografia em pacientes com história de lesão no ombro e que já passaram por reparo cirúrgico.

Os participantes serão avaliados por meio da eletromiografia de superfície, sendo que este aparelho é capaz de captar a resposta do músculo frente à contração isométrica em abdução do ombro. Para isso será necessário a realização da raspagem dos pelos do ombro no braço dominante, bem como estar com tronco e membros superiores despidos para a realização do teste. Estes procedimentos serão realizados pelos autores da pesquisa no horário e local estabelecidos de acordo com a conveniência do participante e dos pesquisadores.

Informamos que o senhor (a) não pagará nem será remunerado por sua participação. Garantimos, no entanto, que todas as despesas decorrentes da pesquisa serão ressarcidas, quando devidas e decorrentes especificamente de sua participação na pesquisa.

A participação na pesquisa é voluntária, ou seja, pode haver a recusa na participação ou a desistência a qualquer momento sem que isto acarrete ônus ou prejuízo a sua pessoa. A participação ou a não-participação neste projeto não irá interferir na relação de trabalho. Se o entrevistado precisar de esclarecimentos adicionais sobre a pesquisa estes serão fornecidos em qualquer tempo do curso da pesquisa pelo que pode nos contatar ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina, na Avenida

Robert Kock, nº 60, ou pelo telefone 3371-2490. É ofertada a oportunidade de perguntar sobre o projeto até a completa satisfação. O entrevistado não será responsabilizado por nenhum custo relacionado a esta pesquisa.

Este estudo foi avaliado e autorizado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Londrina. Informamos que as informações serão utilizadas somente para os fins desta pesquisa e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade.

Mediante a aceitação em participar da pesquisa de livre e espontânea vontade, depois de ter lido ou ouvido este termo este será preenchido em duas vias e assinado pelo participante e pelo entrevistador para que produza seus efeitos éticos, jurídicos e legais. O entrevistado e a equipe ficarão com uma cópia deste termo de consentimento.

Eu, _____
Residente a Rua: _____
Bairro: _____ Cidade: _____ Estado: _____ CEP: _____
Fone: _____ Cel: _____

Estou de acordo com os esclarecimentos acima e aceito participar dessa pesquisa.

Participante

Jefferson Rosa Cardoso - Coordenador do Projeto
(43) 33712649(43) 99964476

Londrina, ____ de _____ de 2011