

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

Markus Von Kossel

**INSTABILIDADE DO OMBRO: VARIAÇÃO DO RETARDO ELETROMECAÂNICO
EM OMBROS SAUDÁVEIS E INSTÁVEIS**

Porto Alegre, Agosto de 2013

Markus Von Kossel

INSTABILIDADE DO OMBRO: VARIAÇÃO DO RETARDO ELETROMECAÂNICO EM
OMBROS SAUDÁVEIS E INSTÁVEIS

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa
de Pós Graduação em Ciências do Movimento
Humano da Escola de Educação Física da
Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

ORIENTADOR: PROF. DR. FLÁVIO ANTÔNIO DE SOUZA CASTRO

Porto Alegre, Junho de 2013

Markus Von Kossel

**INSTABILIDADE DO OMBRO: VARIAÇÃO DO RETARDO ELETROME CÂNICO EM
OMBROS SAUDÁVEIS E INSTÁVEIS**

Conceito final:

Aprovado em _____ de _____ de _____.

BANCA EXAMINADORA

Profª. Dra. Flávia Gomes Martinez – UFRGS

Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz – UFRGS

Profª. Dra. Michele Forgiarini Saccol – UNIPAMPA

Orientador – Prof. Dr. Flávio Antônio de Souza Castro

Agradecimentos

Aos colegas de pós graduação que me auxiliaram com dúvidas e se prontificaram me ajudar nos pilotos e coletas de dados: Jeam Geremia, Fabio Lanferdini, Rodrigo Rodrigues, Natália Goulart, Matias Frohlich, Fernando Lemos, Marcos Franken entre outros;

ao Prof. Marco Aurélio Vaz por ceder o Laboratório de Plasticidade Muscular às coletas;

ao Prof. Walter Herzog pelas críticas e sugestões, assim como pela extraordinária oportunidade de crescer no campo científico;

aos orientandos do Prof. Herzog que me deram ideias e sugestões a respeito da dissertação;

ao amigo Alexander Ruppel que me auxiliou na análise dos dados em Matlab;

Ao Prof. Eduardo Schereen pelo auxílio respectivo a mecanomiografia;

Ao engenheiro Danton, pelo auxílio na configuração e construção do novo sistema de aquisição de sinais MMG;

aos meus pais Ricardo e Christina pelo amplo apoio e suporte na vida e nos estudos;

as minhas sócias e grandes amigas Kassiele Rusch e Amanda Neumann pelo apoio no dia a dia da clínica e suporte em todos os momentos desta jornada;

aos funcionários do LAPEX e do PPGCMH pela competência e simpatia e

ao meu caro orientador e amigo, Prof. Flávio de Souza Castro, sempre com a educação, presteza e sapiência de praxe;

RESUMO

Introdução: Instabilidades adquiridas do ombro são uma afecção comum do membro superior na prática esportiva, ocasionadas particularmente pela posição de abdução e rotação lateral da articulação glenoumeral durante movimentos explosivos. O manguito rotador proporciona grande parte da estabilidade dinâmica do ombro, sendo que nos movimentos esportivos, a estabilização necessita ser rápida para evitar a movimentação excessiva da cabeça umeral. O tempo entre a ativação do músculo e a produção de tensão é conhecida como Retardo Eletromecânico (REM), podendo este estar associado à velocidade a qual um músculo transmite sua tensão à articulação. **Objetivo:** avaliar o REM do músculo infraespinhal durante a rotação lateral (RL), o REM do músculo Peitoral Maior durante a rotação medial (RM) e o atraso entre a ativação do Peitoral Maior e Infraespinhal durante uma RM e relacionar estes eventos com a presença ou não da instabilidade glenoumeral adquirida. O comportamento mecânico do infraespinhal foi avaliado também por meio de mecanomiografia, possibilitando subdividir o REM em relação aos eventos elétricos e mecânicos. **Métodos:** Os músculos Peitoral Maior e Infraespinhal foram monitorados por eletromiografia (EMG) de superfície (2 kHz); o sinal mecanomiográfico (MMG) (2 kHz) foi coletado do Infraespinhal e os torques (2 kHz) explosivos isométricos de RM e RL do ombro foram coletados na posição do ombro de abdução e rotação lateral a 90° em um dinamômetro. Após uma avaliação funcional do membro superior, 18 indivíduos do sexo masculino, praticantes de atividade esportiva *overhead*, participaram do estudo, sendo nove com ombros saudáveis e nove com instabilidade glenoumeral anterior. Após a coleta e armazenamento dos sinais, esses foram filtrados e analisados. Os sinais EMG do peitoral maior e EMG e MMG do infraespinhal foram filtrados (EMG 5-500 Hz e MMG 4-400 Hz) e um envoltório linear foi calculado. O início dos sinais foi identificado usando-se o limiar de repouso + 3 desvios padrão para EMG e MMG e 2% do pico de torque para o *limiar* de força. Os limiares de ativação foram usados para calcular o início de cada sinal (EMG, MMG e Torque). Os intervalos de tempo entre os eventos foram mensurados e comparados entre os grupos (ombro instável, ombro contra-lateral e ombro saudável). Os picos de torque e taxa de produção do torque de RM e RL foram calculados para todos os grupos. **Resultados:** O REM do infraespinhal em ombros com instabilidade e nos ombros contralaterais ao instável foi menor do que nos ombros saudáveis. Pico de Torque, Taxa de Produção de Torque, atraso entre EMG do peitoral maior e EMG do infraespinhal e REM do peitoral maior não apresentaram

diferenças significativas entre os grupos. **Conclusão:** Ombros instáveis e contralaterais aos instáveis apresentam adaptação crônica do manguito rotador com diminuição do REM. O REM está possivelmente associado ao aumento da rigidez dos elementos elásticos em série. O aumento da demanda pelos estabilizadores dinâmicos em decorrência da falência dos mecanismos estáticos de estabilização do ombro poderia explicar tal adaptação do infraespinal.

Palavras Chave: Ombro; Eletromiografia; Manguito Rotador e Instabilidade Adquirida.

ABSTRACT

Introduction: Acquired shoulder instabilities are a common upper limb injury in sports, mostly related to abduction and external rotation of glenohumeral joint during explosive contractions. Most of the dynamic stabilization of the shoulder joint is provided by the rotator cuff. In sports movements the stabilization must be quick to avoid humeral head excessive motion. The time between muscle activation and force production is named Electromechanical Delay (EMD), and is related to the speed of transmitted tension to the joint/bone. **Objective:** Evaluate the EMD in the infraspinatus muscle during External Rotation (ER), the EMD of Pectoralis Major during an Internal Rotation (IR) and the delay between Pectoralis Major and Infraspinatus activation during an IR and relate those measurements to the shoulder stability/instability. The mechanical behaviour of the infraspinatus muscle was also assessed by mechanomyography, enabling to subdivide the EMD with respect to the electrical and mechanical events. **Methods:** Pectoralis Major and Infraspinatus muscles were monitored by surface Electromyography (EMG) (2kHz); the mechanomyographic (MMG) signal was collected from infraspinatus muscle (2kHz) and the isometric explosive IR and ER of shoulder were collected at 90° of abduction and external rotation on a dynamometer. After a functional evaluation of the shoulder, 18 male subjects, overhead sports participate in the study, nine with stable shoulders and nine with anterior shoulders instability. After data collection and storage, the signals were filtered and analysed. The EMG signals from Pectoralis Major and EMG and MMG from infraspinatus were filtered (EMG 5-500 Hz and MMG 4-400 Hz) and a linear envelope was calculated. The signal onset was identified using the threshold of resting signal plus 3 standard deviations for EMG and MMG and 2% of peak torque to torque threshold. The thresholds were used to calculate the beginning of each signal (EMG, MMG and Torque). The time delays between events were measured and compared between the groups (stable, unstable and contralateral to the unstable). Peak Torque and Rate of Torque Production of IR and ER were calculated to all groups. **Results:** The infraspinatus EMD in the unstable and contralateral to unstable shoulders were smaller than the healthy shoulders. Peak Torque, Rate of Torque Production, delay between pectoralis major EMG and infraspinatus EMG and pectoralis EMD were not different between the groups. **Conclusions:** Unstable and contralateral to unstable shoulders showed a chronic adaptation of rotator cuff with decrease in EMD. The EMD could be related to increase in stiffness of series elastic

components. The increased demand for the dynamic stabilization caused by the loss of static stabilization mechanism could lead to the infraspinatus adaptation.

KeyWords: Shoulder; Eletromyography; Rotator Cuff; Aquired Instability.

Lista de abreviaturas, símbolos e unidades.

°/s – Graus por segundo

♀ - Sexo Feminino

♂ - Sexo Masculino

ADM – Amplitude de Movimento

AGU – Articulação Glenoumeral

CVM – Contração Voluntária Máxima

DP – Desvio Padrão

EMG – Eletromiografia

EMGinfra – Eletromiografia do músculo Infraespinal

EMGpei – Eletromiografia do músculo Peitoral Maior

EP – Erro Padrão

F – Força

MMG – Mecanomiografia

MR – Manguito Rotador

ms – mili segundo – Unidade de medida de tempo

mV – mili volt – Unidade de medida elétrica

N.m – Newton metro – Unidade de medida de Torque

N.m/s – Newton metro por segundo – Unidade de medida Taxa de Produção de Torque

PT – Pico de Torque

RL – Rotação lateral

RM – Rotação medial

REM – Retardo Eletromecânico

t – tempo

T – Torque

TPT – Taxa de Produção de Torque

SUMÁRIO

Lista de Figuras.....	12
1. Introdução.....	13
1.1 Objetivos.....	16
1.1.1 Objetivo Geral.....	16
1.1.2 Objetivos Específicos.....	16
2. Revisão de literatura.....	17
2.1 Estabilidade Estática	17
2.2 Estabilidade Dinâmica.....	22
2.3 Retardo Eletrotromecânico.....	24
2.3.1 Fatores que Influenciam o REM.....	27
2.4. Análise Crítica da Literatura.....	38
3. Materiais e Métodos.....	42
3.1 Hipóteses.....	42
3.2 Caracterização do Estudo.....	43
3.3 População.....	43
3.4 Amostra.....	43
3.5 Critérios de Inclusão.....	44
3.6 Critérios de Exclusão.....	45
3.7 Avaliação dos Sujeitos.....	45
3.8 Variáveis e suas Definições.....	49
3.8.1 Variáveis independentes.....	49
3.8.2 Variáveis dependentes.....	49
3.8.3 Variáveis intervenientes.....	49
3.9 Protocolo de Coleta de Dados.....	50
3.9.1 Posição de Apreensão.....	50
3.10 Eletromiografia.....	51
3.11 Mecanomiografia.....	52
3.12 Dinamometria Isocinética.....	53
3.13 Coleta e Análise dos Sinais.....	53
3.14 Análise Estatística.....	54
4. Resultados.....	55
4.1 Grupo Saudável X Grupo Patológico.....	55
4.2 Ombro Saudável X Ombro Instável X Ombro Contralateral ao Instável.....	59
5. Discussão.....	63
6. Conclusão.....	69
Referências Bibliográficas.....	70
Anexo I – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	75
Anexo II – Parecer Consubstanciado do CEP.....	77

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Diferença de tamanho entre a cavidade glenoide e a cabeça do úmero.....	18
FIGURA 2 - Aprofundamento e aumento da área de contato articular da cavidade glenoide proporcionado pelo lábio Glenoidal	19
FIGURA 3 – Ligamentos da Articulação Glenoumeral	21
FIGURA 4 - REM - Intervalos de tempo entre a EMG , MMG e Força.	26
FIGURA 5 – Fadiga Muscular e REM - REM no conjunto de 3 CVMs de 8s	27
FIGURA 6 - REM em diferentes angulações do cotovelo	31
FIGURA 7 - Variação do REM em decorrência da idade	32
FIGURA 8 - REM em diferentes tipos de contração	34
FIGURA 9 – Organograma dos grupos e respectivas comparações	44
FIGURA 10 - Teste de apreensão anterior – posição do sujeito e do pesquisador.....	46
FIGURA 11 - Teste de relocação – posição do sujeito e do pesquisador.....	46
FIGURA 12 - Teste de liberação anterior – posição do sujeito e do pesquisador.....	47
FIGURA 13 - Teste de carga/gaveta anterior – posição do sujeito e do pesquisador.....	47
FIGURA 14 - Teste de deslocamento lateral – posição do sujeito e do pesquisador.....	48
FIGURA 15 - Posição de Apreensão – Posição para a avaliação do ombro	51
FIGURA 16 - Posicionamento dos eletrodos de EMG no M. Infraespinhal.....	52
FIGURA 17 – Médias±DP do Pico de Torque na RM e RL nos grupos Saudável e Instável.....	56
FIGURA 18 – Médias±DP da Taxa de Produção de Torque de RM e RL nos grupos Saudável e Instável.....	56
FIGURA 19 – Médias±EP do EMG-MMG, MMG-T e REM nos grupos Saudável e Instável.....	57
FIGURA 20 – Médias±EP do REM do m. Peitoral Maior nos grupos Saudável e Instável.....	58
FIGURA 21 – Médias±EP do Tempo decorrido entre o EMG do Peitoral ao EMG do Infraespinhal durante a RI nos grupos Saudável e Instável.....	58
FIGURA 22 - Médias e DP do Pico de Torque de RM e RL nos grupos Saudável, Instável e Contralateral ao Instável	59
FIGURA 23 – Médias e DP da Taxa de Produção de Torque nos Grupos Saudável, Instável e Contralateral ao Instável nas RM e RL.....	60
FIGURA 24 – Médias±EP do EMG-MMG, MMG-T e REM nos grupos Saudável, Instável e Contralateral ao Instável.....	61
FIGURA 25 – Médias±EP do REM do m. Peitoral Maior nos grupos Saudável, Instável e Contralateral ao Instável.....	61
FIGURA 26 – Médias±EP do Retardo entre o EMGpeit a o EMGinfra.....	62

1 INTRODUÇÃO

O ombro humano pode ser visto como um balanceamento entre estabilidade e mobilidade (VEGEER; VAN DER HELM, 2007), ou seja, quanto maior a mobilidade, menor a estabilidade e vice versa. Devido ao uso constante, a prevalência de dor no ombro em esportes é grande, podendo chegar 66% em nadadores, 57% em arremessadores de beisebol profissional, 44% em jogadores universitários de volei e 29% em arremessadores de dardo universitários (PINK; TIBONE, 2000)

Lesões na região do ombro apresentam alta incidência em atletas, pois muitos esportes impõem demandas extremas à Articulação Glenoumeral (AGU). Em inglês usa-se o termo *overhead*, ou seja, “*acima da cabeça*” para descrever os esportes nos quais o ombro é utilizado frequentemente em abdução ou flexão acima de 90°. Evidências se acumulam e demonstram que atividades intensas e repetitivas *overhead* estão relacionadas com a dor no mesmo (HUROV, 2009; WEBSTER, 2009). Esportes como natação, voleibol, beisebol e polo aquático apresentam gestos que acarretam o uso *overhead*. Um acometimento comum nos esportes *overhead* é a chamada Síndrome do Impacto Secundário (subacromial), em que a tuberosidade maior do úmero colide contra as estruturas situadas abaixo do acrômio, levando a lesões nos tendões do manguito rotador (MR), tendão longo do bíceps e bursa subacromial (STEENBRINK, 2009). Outro fator que comumente gera dor/incapacidade nesta população é a “instabilidade glenoumeral adquirida”, que decorre do estiramento repetido dos ligamentos glenoumerais, que levam a microlesões e consequente aumento do comprimento dos ligamentos e frouxidão ligamentar (WANG; FLATOW, 2005; POLLOCK; WANG; BUCCHIERI, 2000).

Em decorrência da frouxidão ligamentar natural do ombro, associada à conformação articular e óssea, a cabeça do úmero dispõe tanto dos movimentos nos três planos (flexão-extensão, abdução-adução e rotação medial-rotação lateral), quanto deslizamento e rolamento. Em um ombro com biomecânica adequada, a cabeça umeral mantém um espaço constante do arco acromial (acrômio da escápula e ligamento coracoacromial) para alojar as bursas e tendões. Quando a cabeça umeral desliza superiormente de modo excessivo, os tecidos moles

entram em contato com o arco acromial inferior, sendo pinçados entre a cabeça umeral e o arco acromial (VEGEER; VAN DER HELM, 2007; LUGO; KUNG; MA, 2008; HUROV, 2009).

Além de sua grande mobilidade, o complexo do ombro ainda pode gerar força em praticamente todas as direções em um sistema tridimensional (VEGEER; VAN DER HELM, 2007). Em decorrência desta mobilidade extrema, o ombro dispõe de uma estabilidade articular que depende muito da ação dos músculos da região. Assim, a estabilidade glenoumeral pode ser dividida basicamente em dois tipos: (1) a estabilidade estática, proporcionada pelos ligamentos, conformação óssea, lábio glenoidal, pressão negativa intra-articular; e (2) a estabilidade dinâmica, proporcionada pelos músculos, principalmente do Manguito Rotador (MR) (VEGEER; VAN DER HELM, 2007; LUGO; KUNG; MA, 2008).

Na maioria dos esportes que utiliza os membros superiores, a articulação glenoumeral é bastante sobrecarregada, tanto no número de movimentos quanto em velocidade, como, por exemplo, em um treinamento, no qual um nadador pode realizar de 2.500 (PINK; TIBONE, 2000) a 15.000 (MAGLISCHO, 2003) revoluções do membro superior por dia, ou no caso de arremessadores de *baseball* que chegam a gerar 6.500°/s de rotação medial do ombro (ESCAMILLA; ANDREWS, 2009). Em decorrência das altas velocidades de utilização do membro superior, o tempo de resposta da musculatura estabilizadora precisa ser curto, de modo a possibilitar uma pronta reação aos movimentos executados pelos músculos motores primários.

Como já exposto anteriormente, o MR é o principal grupo muscular estabilizador do ombro. Sem ele, o ombro necessita recrutar outros músculos na tentativa de estabilizar a articulação, gerando uma biomecânica ineficiente e dispendiosa além de ser potencialmente danosa à articulação (CLISBY et al., 2008). Dentre os parâmetros de análise das funções neuromusculares, o Retardo Eletromecânico (REM) pode ser conceituado como o intervalo de tempo entre o início da atividade elétrica do músculo e o início da produção de força (ESPOSITO; LIMONTA; CE, 2010, KANEKO et al., 2002).

Em estudo mensurando as respostas EMG da musculatura do ombro, Santos; Belangero e Almeida (2007) não encontraram alterações no REM da musculatura superficial da cintura escapular (deltoide, peitoral maior, grande dorsal, serrátil anterior, trapézio bíceps braquial e tríceps braquial) em indivíduos com instabilidades do ombro. Porém, não foram avaliadas as atividades de nenhum dos músculos do MR, sabidamente imprescindíveis na

estabilização do ombro. Além disso, os movimentos avaliados eram a abdução em plano escapular e a flexão, movimentos que não mimetizam os gestos esportivos de maneira apropriada. Tais autores encontraram um REM de aproximadamente 40 ms e o consideraram “suficiente para os músculos do ombro gerarem força para sobrepujar a inércia e iniciar movimentos rápidos”.

Deste modo, parece que o REM pode interferir sobre a velocidade da resposta da musculatura do MR. Partindo deste pressuposto, é possível supor que indivíduos com instabilidade do ombro apresentem aumentos no REM da musculatura do MR. Um MR com maior REM seria pouco eficiente em responder aos movimentos do ombro em tempo hábil de modo a evitar o impacto subacromial ou deslocamento/subluxação da cabeça umeral para posições potencialmente danosas a articulação. Além da avaliação do REM, a taxa de produção de força em um determinado músculo também poderia afetar a estabilidade articular do ombro. A Taxa de Produção de Força é a velocidade em que a tensão muscular é produzida. Um músculo poderia apresentar uma resposta rápida ao estímulo, mas com uma Taxa de Produção de Força muito baixa este músculo poderia demorar a gerar tensão suficiente para estabilizar o ombro. Ou seja, o tempo até atingir o pico na produção de tensão/torque em resposta a um estímulo também poderia afetar a funcionalidade do manguito rotador.

Dentre os músculos do MR, o infraespinhal é o de mais fácil acesso superficialmente, pois não apresenta a cobertura muscular do deltoide e do trapézio ou outras estruturas anatômicas exceto a pele e tecidos subcutâneos. Por este motivo, o infraespinhal será o alvo principal desta pesquisa, na mensuração do REM por meio da EMG de superfície (técnica de pesquisa utilizada como indicadora de fenômenos elétricos neuromusculares, ou seja, a ativação elétrica do músculo) e da mecanomiografia (MMG – técnica de pesquisa utilizada como indicadora de fenômenos mecânicos musculares, ou seja, a vibração muscular ocasionada pelo processo de contração).

1.1 OBJETIVOS

Foram estabelecidos objetivos geral e específicos para esta pesquisa:

1.1.2 Objetivo Geral: Avaliar e comparar o comportamento neuromecânico da musculatura do ombro em indivíduos com e sem instabilidade anterior adquirida do ombro.

1.1.3 Objetivos Específicos:

comparar a Pico de Torque (PT) de rotação lateral e medial gerada entre indivíduos saudáveis e com instabilidade glenoumeral;

comparar a Taxa de Produção de Torque (TPT) dos músculos peitoral e infraespinal em indivíduos com e sem instabilidade glenoumeral;

comparar o Retardo Eletromecânico (REM) do músculo infraespinal em indivíduos com e sem instabilidade glenoumeral;

comparar o intervalo de tempo entre o sinal eletromiográfico e mecanomiográfico (EMG-MMG) do músculo infraespinal em indivíduos com e sem instabilidade glenoumeral;

comparar o intervalo de tempo entre o sinal mecanomiográfico e o Torque do músculo infraespinal (MMG-T) em indivíduos com e sem instabilidade glenoumeral;

comparar o REM do músculo peitoral maior em indivíduos com e sem instabilidade glenoumeral; e

comparar os atrasos entre a ativação do peitoral maior e do infraespinal durante uma rotação medial (RM) em indivíduos saudáveis e com instabilidade glenoumeral.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A fim de melhor sustentar teoricamente este projeto, este capítulo está dividido nos itens: estabilidade estática, que compreende os mecanismos passivos de estabilização da AGU, e estabilidade dinâmica, definida pelos mecanismos de estabilização musculares da AGU.

2.1 ESTABILIDADE ESTÁTICA

A estabilidade estática proporcionada pela estrutura óssea da AGU é pequena. Devido à extrema liberdade de movimentos do ombro, a conformidade óssea precisa possibilitar uma movimentação livre da cabeça umeral. Quando comparadas a cavidade glenoide e a cabeça umeral, observa-se que a primeira tem aproximadamente 2,5 vezes menos superfície articular, fazendo com que o ombro apresente uma estabilização pobre decorrente das superfícies ósseas (MCCLLUSKEY; GETZ, 2000). O quadril, por exemplo, apresenta uma área de contato articular maior e conseqüentemente uma estabilidade maior, porém, comprometendo a amplitude de movimento. A Figura 1 apresenta um esquema das superfícies articulares glenoumerais, demonstrando a proporção entre a cabeça umeral convexa e a glenoide côncava.

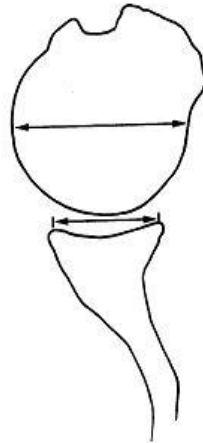


Figura 1 – Diferença de tamanho entre a cavidade glenoide e a cabeça do úmero. Fonte: Adaptado de MCCLUSKEY; GETZ. *Pathophysiology of Anterior Shoulder Instability*, 2000.

A Figura 2 apresenta as características anatômicas do lábio glenoidal. De forma a aumentar a profundidade, o lábio glenoidal cobre as bordas da cavidade glenoide em toda sua extensão. Com um formato meniscoide, esta estrutura cartilaginosa, além de aprofundar a cavidade glenoide, serve de ancoragem para os ligamentos e cápsula articular, aumentando a área de contato entre as superfícies articulares. Estudos demonstram que o lábio da glenoide é responsável por aproximadamente 10% a 20% (LIPPITT et al., 1993) da estabilidade estática do ombro.

O lábio glenoidal aumenta a superfície de contato articular, assim como aumenta a restrição mecânica ao deslocamento do úmero. Lippitt et al. (1993) referem que estabilidade translacional da AGU é diretamente proporcional às forças compressivas aplicadas à articulação. No mesmo estudo observou-se uma relação linear entre profundidade de glenoide e estabilidade articular. Tendo em vista que a glenoide é mais profunda no plano superior-inferior, a estabilidade articular é maior nestas direções do que no sentido ântero-posterior. Estudos realizaram a excisão do lábio glenoidal e observaram uma redução média de 10% (VEEGER; VAN DER HELM, 2007) a 20% (LIPPITT et al., 1993) na estabilidade articular.

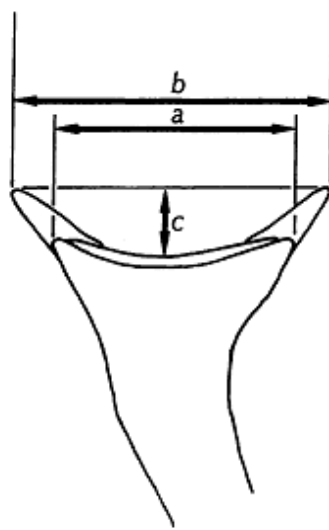


Figura 2 – Aprofundamento e aumento da área de contato articular da cavidade glenoidal proporcionado pelo lábio Glenoidal. (a) largura da área de contato sem o lábio; (b) aumento da área de contato com o lábio; (c) aumento da profundidade da cavidade glenoidal. Fonte: Adaptado de MCCLUSKEY; GETZ. *Pathophysiology of Anterior Shoulder Instability*, 2000.

Devido aos três graus de liberdade de movimento do ombro, os ligamentos precisam ser frouxos de modo a possibilitarem ao ombro atingir as diferentes posições. Os ligamentos da AGU compreendem o ligamento coraco-umeral e os ligamentos glenoumerais superior, médio e inferior. Os ligamentos são estruturas inertes e podem realizar sua função apenas quando colocados sob tensão, ou seja, quando estes são colocados além de seu comprimento de repouso. Deste modo, devido a sua frouxidão, os ligamentos apresentam-se tensos apenas nos extremos dos movimentos do ombro. A cápsula articular anterior é mais espessa que a posterior, sendo que a última não apresenta nenhum ligamento (DIEDERICHEN et al., 2002).

Três ligamentos foram descritos na cápsula anterior do ombro. O ligamento glenoumeral superior se origina na região anterosuperior da glenóide, logo abaixo do tendão do bíceps e se insere na tuberosidade menor do úmero. Ele se direciona paralelo ao ligamento coracoumeral no intervalo dos rotadores, funcionando juntamente com o ligamento coracoumeral na estabilidade inferior e limitando a rotação lateral com o ombro em adução e a translação posterior com o ombro em flexão, adução e rotação medial. O “intervalo dos rotadores” é o termo utilizado principalmente por cirurgiões que denota o espaço entre a margem anterior do músculo supraespinhal e a margem superior do músculo subescapular, contendo no seu interior o tendão da cabeça longa do bíceps, ligamento coracoumeral e o ligamento glenoumeral superior. Quando o “intervalo dos rotadores” apresenta-se

patologicamente alongado, possibilita a subluxação inferior da cabeça umeral, podendo levar à instabilidade bidirecional ou multidirecional (MCCLLUSKEY; GETZ, 2000).

O ligamento glenoumeral médio é uma estrutura variável, ausente em 30% das pessoas. Quando presente, geralmente se origina na parte superior da glenoide e lábio, próximo ao ligamento glenoumeral superior e se curva junto ao subescapular para se inserir na tuberosidade menor. Com o ombro em adução, o ligamento glenoumeral médio limita a rotação lateral e translação inferior. Com o membro superior em abdução de 45° e rotação lateral o ligamento limita a translação anterior (MCCLLUSKEY; GETZ, 2000).

Steinbeck, Liljenqvist e Jerosch (1998), em estudo realizado com cadáveres, observaram correlação entre as lesões de Bankart (excisão do lábio glenoidal anterior) e Hill-Sacks (fratura por impressão da cabeça umeral pela glenoide) e a ausência do ligamento glenoumeral médio.

O complexo ligamentar glenoumeral inferior é o principal estabilizador quando o ombro está abduzido de 45° a 90° e rodado externamente. Este complexo ligamentar se origina na porção anterior da borda e lábio glenoidais e se insere inferiormente ao ligamento glenoumeral médio no rebordo inferior da glenoide e colo anatômico. O complexo ligamentar glenoumeral inferior é descrito como sendo subdividido em três porções: uma porção anterior espessa, outra posterior menos proeminente e uma banda interposta fina. Estas estruturas funcionam em conjunto quando o braço é abduzido, sendo tensionadas e comprimindo a cabeça umeral na cavidade glenoide (MCCLLUSKEY; GETZ, 2000).

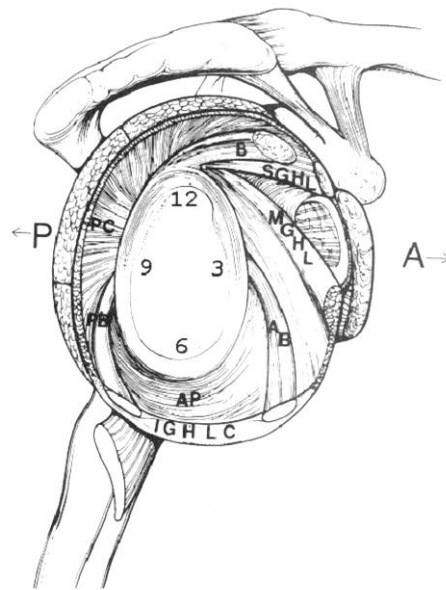


Figura 3 – Ligamentos da Articulação Glenoumeral – A - anterior, P - Posterior, SGLH - Ligamento Glenoumeral Superior, MGHL - Ligamento Glenoumeral Médio, IGHLC - Complexo ligamentar glenoumeral inferior em suas porções anterior (AB) e posterior (PB), B - Tendão da cabeça longa do bíceps, números 3, 6, 9 e 12 representam o referencial da posição anatômica. Fonte: BUI-MANSFIELD et al. Humeral Avulsions of the Glenohumeral ligament: Imaging features and review of the literature, 2002.

Em uma revisão de literatura executada por Myers et al. (2006) descreve-se a presença de estruturas nervosas nos ligamentos e lábio glenoidal. Estes ligamentos, portanto, poderiam executar um papel importante, informando o sistema nervoso central a respeito da tensão ligamentar e posição articular do ombro. Foram encontrados Corpúsculos de Paccini, Terminações de Rufini e Órgãos Tendinosos de Golgi na região dos ligamentos do ombro. Deste modo, os ligamentos são geradores de sinais aferentes ao sistema nervoso central.

No caso de lassidão ligamentar aumentada, os ligamentos não ofereceriam a restrição mecânica, mas também haveria uma diminuição nas aferências ao sistema nervoso central, pois os ligamentos não ficariam sob tensão. Isto poderia explicar a diminuição do senso de posição e cinestesia em pacientes com instabilidade glenoumeral (DIEDERICHEN et al., 2002).

Se uma abdução de 30° for realizada, os ligamentos da AGU ficarão frouxos, e a estabilidade inferior dependerá de outros mecanismos. A posição de 30° de abdução do ombro no plano escapular é chamada de *closed package position*, ou seja, a posição onde todos os ligamentos estão livres de tensionamento (DIEDERICHEN et al., 2002). Nesta posição as forças de coaptação (compressão entre as superfícies ósseas) articular passivas são as

menores, possibilitando que existam as maiores mobilizações articulares, especialmente na direção pósterio-anterior (MCFARLAND, 2006).

Além dos ligamentos, ainda existe a pressão negativa intra-articular. Em decorrência de a cápsula articular ser um compartimento fechado, o lábio glenoidal atua como uma ventosa sobre a cabeça umeral. A pressão negativa intra-articular é mantida mesmo em cadáveres e é perdida assim que a cápsula é perfurada, podendo resultar em um aumento do deslocamento inferior da ordem de 10 mm (HUROV, 2009).

2.2 ESTABILIZAÇÃO DINÂMICA

A estabilização dinâmica do ombro refere-se à atividade muscular envolvida na manutenção da centralização correta da cabeça umeral na cavidade glenoide. O principal efeito estabilizador dinâmico do ombro é o efeito de compressão da cabeça umeral convexa na cavidade glenoide côncava. Quando os músculos do MR agem em uníssono, contraindo-se concomitantemente, eles geram uma força que aumenta a coaptação entre a cabeça umeral e a cavidade glenoide, impedindo o deslocamento da cabeça umeral (HUROV, 2009).

Alguns autores referem que o MR poderia agir como um “dinamizador dos ligamentos”, pois os tendões do MR se inserem na cápsula articular (que compreende os ligamentos) e no úmero. Ao contraírem-se, os músculos do MR pré-tensionariam a cápsula articular e ligamentos, preparando-a para a restrição ao movimento e para a geração de sinais proprioceptivos (LUGO; KUNG; MA, 2008).

O papel estabilizador dos músculos do MR foi mensurado em cadáveres por Steenbrink et al. (2009), quando tais músculos foram seccionados seletivamente em cadáveres e cargas aplicadas à articulação glenoumeral, causando instabilidade articular. O autor refere que, para estabilizar a articulação sem os músculos do MR, outros músculos seriam necessários, como o peitoral maior ou grande dorsal. Porém, tais músculos geram além de estabilidade, um componente adutor no ombro, causando grande aumento na demanda muscular do deltóide, por exemplo. Labriola et al. (2005) observaram que o músculo peitoral, quando contraído, gera aumento da compressão articular de 12%, porém gera um aumento de 1180% nas forças direcionadas anteriormente. Estes fatos demonstram o papel fundamental dos músculos do MR na estabilização articular da articulação glenoumeral.

Os músculos do MR têm anatomia e biomecânica ideais para produção de força de reação articular direcionada para dentro da cavidade glenóide. Arranjados em círculo ao redor da articulação, os músculos do MR podem agir em várias posições do ombro pois apresentam fibras longas em comparação com comprimento muscular total. Por apresentarem uma distância pequena em relação ao eixo de rotação, os músculos do MR estão bem posicionados para gerarem a compressão articular sem grande aumento no torque articular (VEEGER; VAN DER HELM, 2007).

Um dos campos mais fecundos de pesquisa relativa à estabilização dinâmica está no “*timing*” de ativação dos músculos nos movimentos esportivos. Este *timing* refere-se à ordem de ativação e o tempo relativo que os músculos da articulação do ombro necessitam para entrar em atividade.

Em estudo realizado com arremessadores de beisebol com e sem dor no ombro, Hess et al. (2005) encontraram uma diminuição da atividade do músculo subescapular ao final da fase de preparação para o arremesso nos indivíduos com dor no ombro, quando o membro superior está em rotação lateral máxima e flexão do cotovelo de 90°. Sem tal estabilização do subescapular, a cabeça umeral poderia deslocar-se anteriormente e gerar dores.

Existem estudos que não encontraram diferenças na ativação reflexa dos músculos em decorrência das instabilidades do ombro. Wallace et al. (1997) não encontraram diferenças nos reflexos de contração dos músculos peitoral e infraespinhal em indivíduos com instabilidade anterior traumática do ombro.

Augé e Morrison (2000) mensuraram o reflexo medular ao alongamento do músculo infraespinhal em indivíduos normais, atletas e sujeitos com instabilidade multidirecional do ombro. Os indivíduos portadores de instabilidade do ombro apresentaram valores maiores na amplitude do reflexo medular ao alongamento. Os autores referem que uma excitabilidade anormal do reflexo ao alongamento pode refletir uma rota medular desorganizada, sinais descendentes inapropriados ou mudanças no próprio reflexo, resultando em déficits ou desordens no movimento do segmento. Neste estudo, os indivíduos atletas apresentaram uma amplitude do reflexo diminuída, o que pode ser decorrente de suas histórias de prática de atividade física, as quais poderiam modular tais reflexos. Permanece pouco claro, segundo os autores, se a alteração do reflexo é decorrente da instabilidade ou se, devido ao fato de os indivíduos com instabilidades usarem pouco o segmento, este reflexo não sofre a modulação causada pela prática da atividade física.

Em estudo com sujeitos saudáveis, Latimer et al. (1998) criaram uma força de rotação lateral e abdução horizontal no membro superior em posição de apreensão (90° de abdução e rotação lateral máxima) de modo a avaliar as respostas reflexas das musculaturas do ombro em decorrência de uma força de deslocamento anterior no ombro. Surpreendentemente, os autores encontraram valores de tempo de resposta superiores aos reportados na literatura para o tempo de resposta do membro inferior, mesmo com comprimentos dos nervos significativamente menores nos membros superiores. Baseado em tais dados, os autores afirmam que é improvável que um ombro relaxado consiga se estabilizar dinamicamente em resposta a um estímulo rápido, sugerindo que os reflexos são muito lentos para prevenir uma instabilidade anterior traumática.

Outro estudo que avaliou as atividades reflexas de ombros saudáveis e instáveis foi realizado por Myers et al. (2006) no qual os sujeitos foram posicionados na posição de apreensão no dinamômetro isocinético. Foram encontrados supressões nas atividades EMG (superficial e de profundidade) do peitoral maior e bíceps braquial e aumentos no pico de ativação no subescapular, supraespinhal e infraespinhal nos indivíduos com instabilidade quando comparados ao grupo controle.

2.3 RETARDO ELETROMECHANICO

O retardo eletromecânico (REM) se refere ao tempo entre o início da atividade elétrica do músculo e o desenvolvimento de tensão na contração muscular. Compreende o tempo necessário para a condução dos potenciais de ação pelo sarcolema e túbulos-T, liberação de íons cálcio (Ca^{++}) do retículo sarcoplasmático, formação das pontes cruzadas entre os filamentos de actina e miosina, desenvolvimento de tensão nos componentes contráteis e o alongamento dos componentes elásticos em série (ZHOU et al., 1998; VINT; MCLEAN; HARRON, 2000; ESPOSITO; LIMONTA; CE, 2010). O REM pode ser dividido basicamente em dois processos (1) o tempo decorrido no processo de excitação-contração e (2) o alongamento dos Componentes Elásticos em Série.

Com o uso da Eletromiografia (EMG) é possível mensurar o tempo e a intensidade (mV) da contração muscular, tornando possível observar o início do processo de contração. O primeiro processo a ocorrer no músculo é a propagação do potencial de ação através da membrana muscular chegando ao retículo sarcoplasmático e liberando de Ca^{++} . Neste

momento, o músculo já apresenta atividade elétrica, porém ainda não existe a geração de tensão (ESPOSITO; LIMONTA; CE, 2010).

Após a liberação do Ca^{++} ocorre a formação das pontes cruzadas e inicia-se o movimento da estrutura contrátil do músculo. Neste momento, o tecido contrátil produz movimento dentro do músculo e começa a remover a frouxidão no tecido não contrátil. Deste modo, existe movimento, mas ainda não há a geração de tensão muscular mensurável. Nesta etapa do processo o músculo produz vibrações e mudanças em suas dimensões mensuráveis por meio da mecanomiografia (MMG) (VAZ; HERZOG, 1999). Deste modo, a MMG reflete os primeiros eventos mecânicos durante o processo de ativação muscular.

Na Figura 4 podemos observar três variáveis mensuradas simultaneamente. No gráfico superior observamos o sinal EMG, que é a primeira variável detectada. No gráfico do meio, que demonstra o sinal MMG, o qual inicia logo após o EMG, este tempo está representado pela estreita área hachurada em cinza. O gráfico inferior indica o torque articular produzido pela contração do músculo. O tempo entre a ativação EMG e a produção de força é denominado de REM e está representado pela área hachurada em amarelo.

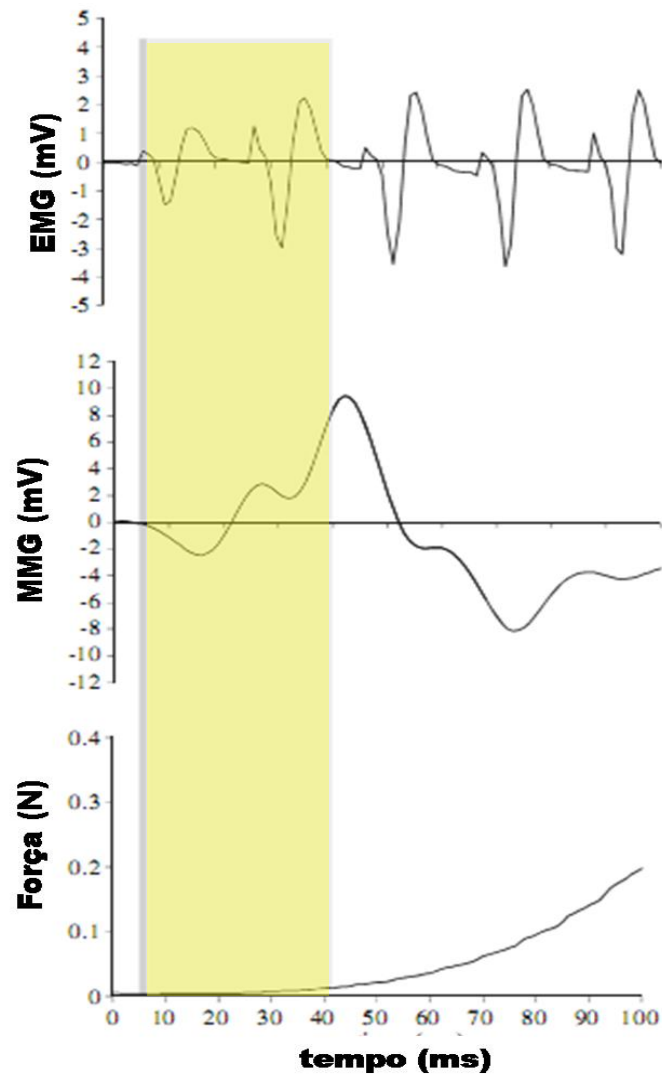


Figura 4 – REM: Intervalos de tempo entre a EMG (painel superior), MMG (painel intermediário) e Força (painel inferior). O pequeno sombreado cinza representa o atraso entre a EMG e MMG e a área amarela representa o intervalo de tempo entre a MMG e o Torque. A soma das duas áreas sombreadas representa o intervalo de tempo entre a EMG e a Força. Fonte: Adaptado de ESPOSITO; LIMONTA; CE. Passive stretching effects on electromechanical delay and time course of recovery in human skeletal muscle: new insights from electromyographic and mechanomyographic combined approach, 2010.

2.3.1 FATORES QUE INFLUENCIAM O REM

Fadiga, comprimento muscular, tipo de fibra muscular, idade, temperatura muscular, tipo de contração, treinamento, alongamento prévio, instabilidade articular, imobilização prévia e algumas patologias estão entre os fatores que podem influenciar a magnitude do REM. A seguir apresentamos alguns estudos que discutem a influência destes fatores no REM

Fadiga Muscular

A fadiga muscular está diretamente relacionada ao REM, havendo vários estudos mostrando um aumento do REM após protocolos de fadiga muscular localizada. O processo de instalação da fadiga foi monitorado por Zhou et al. (1996), quando 25 Contrações Voluntárias Máximas (CVMs) de 8 s intercaladas por 2 s de repouso foram avaliadas em grupos de três CVMs. Na Figura 5, adaptada de Zhou et al. (1996), observa-se que o REM dos extensores do joelho aumentou com o processo de instalação de fadiga, permanecendo aumentado por até 15 minutos após o término do protocolo. O REM, apresentado em valor percentual do valor sem fadiga (eixo vertical), aumenta gradativamente com a instalação da fadiga muscular.

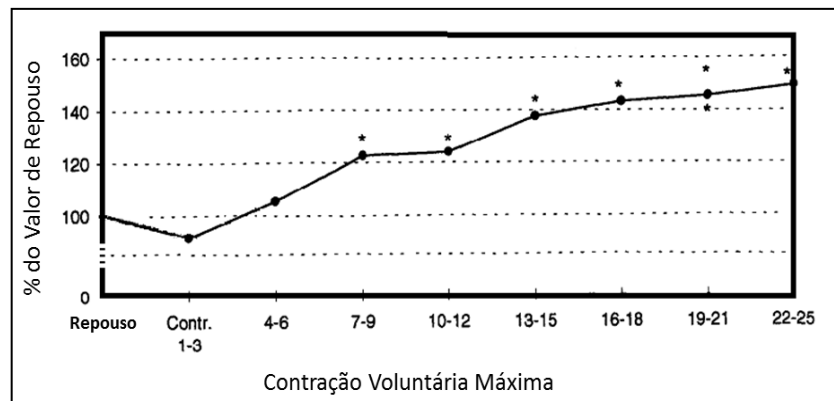


Figura 5 – REM no conjunto de 3 CVMs de 8s. 100% representa o valor do REM sem fadiga. Aumento significativo do REM após 7-9 CVMs ($p < 0,05$). Fonte: ZHOU. Acute effect of repeated maximal isometric contraction on electromechanical delay of knee extensor muscle, 1996.

Zhou et al. (1998) testaram os efeitos da fadiga muscular no REM em quadríceps de humanos. EMG bipolar de superfície foi captada dos músculos vasto lateral e reto femoral do membro inferior direito, quando contrações isométricas voluntárias máximas eram realizadas, sendo o REM definido como o intervalo de tempo entre o início da atividade EMG e o início da produção de Torque (T) articular. Os autores relatam que usaram limiares de 3,6 N para o

T e 15 mV para a EMG baseados em estudos pilotos prévios. Os sujeitos realizaram CVMs dos extensores do joelho por 3 s seguidas por 1 min de descanso. Tais valores eram considerados como “pré-exercício”. Depois disso, 25 CVMs de 8 s intercaladas por 2 s de descanso foram realizadas no intuito de gerar a fadiga muscular. Os dados das quatro últimas contrações eram coletados e considerados como valores “pós-exercício” (final do protocolo). Quando comparados os valores pré e pós-exercício, foram observados aumentos significativos ($p < 0,01$ para ambos) no REM, tanto do vasto lateral (passou de $32,1 \pm 3,72$ ms para $47,5 \pm 4,17$ ms) quanto para o reto femoral (passou de $34,7 \pm 3,51$ ms para $52,7 \pm 3,25$ ms). Os autores referem um aumento médio no REM após o protocolo de fadiga de 17,3 ms.

Em estudo investigando a influência da idade, sexo, fadiga e nível de contração, Yavuz, Şendemir-Ürkmez e Türker (2010) avaliaram o REM após um protocolo de fadiga do tríceps sural no qual os indivíduos deveriam manter uma CVM até o momento quando a força produzida caísse a níveis abaixo de 40% do valor da CVM de referência. Os autores observaram um aumento significativo ($p < 0,001$) no REM mensurado no estado de fadiga muscular, mas os valores não são reportados no estudo. Uma possível falha metodológica deste estudo é que a dinamometria isométrica foi realizada com uma célula de carga a uma taxa de aquisição de 300 Hz, sendo esta muito baixa para avaliar o REM. Por exemplo, o valor médio do REM no estudo foi de $8,5 \pm 1,3$ ms; e o intervalo de aquisição na célula de carga é de 3 ms (300 Hz).

Minshull et al. (2007) investigaram o efeito da fadiga muscular no REM em contrações voluntárias e evocadas magneticamente. O REM dos flexores do joelho foi avaliado após um protocolo de CVM de 30 s para instalação da fadiga muscular. Previamente ao protocolo de coleta foram realizados exercícios de aquecimento em bicicleta estacionária e alongamentos dos isquiotibiais. Ambos procedimentos podem potencialmente afetar o REM pelo aumento da temperatura muscular (aquecimento) e pela mudança nas características mecânicas dos CES (alongamento) como será descrito nas próximas sessões deste capítulo. Os autores encontraram um aumento de 19,5% no REM em contrações voluntárias após o protocolo de fadiga apenas nas mulheres.

Entretanto, no mesmo estudo, Minshull et al. (2007), reportam uma diminuição de 21% do REM dos flexores do joelho após protocolo de fadiga nas contrações evocadas magneticamente ($p < 0,001$). Tais resultados, segundo os autores, podem ser decorrentes da potencialização decorrente da hipertermia muscular causada pelo protocolo de fadiga que

poderia acarretar em sensibilização ao Ca^{++} e da distensão prévia da musculatura que levaria a uma menor necessidade de tensão para alongar os componentes elásticos em série. Este comportamento, segundo os autores, poderia ser uma “capacidade de reserva” do sistema músculo esquelético para situações críticas, e durante situações normais existe uma inibição do sistema. Portanto, este estudo mostra que a metodologia de avaliação do REM é de suma importância, pois existem variações significativas entre os resultados, estando estes diametralmente opostos.

Moore et al. (2002) investigaram o efeito da fadiga muscular no REM e a influência do sexo. No intuito de avaliar as respostas reflexas do quadríceps à percussão do tendão patelar, um grupo de 15 homens e 15 mulheres foram avaliados. As mulheres apresentaram um REM ao repouso semelhante os homens, mas, após o protocolo de fadiga as mulheres apresentaram um aumento do REM ($p=0,007$) passando a ter um REM maior do que dos homens ($p=0,001$). Deste modo, observa-se que as mulheres apresentam uma resposta diferente do REM em decorrência da fadiga muscular, potencializando os efeitos deletérios desta e aumentando a probabilidade de lesões articulares nos joelhos.

O Quadro 1 apresenta uma síntese dos artigos relacionando o REM a fadiga muscular, com a amostra, o protocolo de fadiga, os músculos testados, os limiares de detecção do T e EMG e os resultados encontrados.

Quadro 1 – Retardo Eletromecânico e fadiga muscular – Síntese dos Artigos

Estudo	Amostra	Protocolo fadiga	Músculo	Limiares	Resultado
Zhou, S. 1996.	11 ♂ (20,6±2,8 anos, 1,778±0,066m e 69,1±7,1kg).	25 CVMs isométricas de 8s Análise de cada 3 CVM em grupo.	Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral (RF).	3,6N – T 15µV – EMG.	Aumento do REM: REM Max 49%, REM do VL 55%, REM RF 53% REM ↑ persiste após 15 min de repouso.
Zhou et al., 1998.	17 ♂ (20,3±1,4 anos, 1,754±0,064m, 70,1±8,28kg).	25 CVMs isométricas de 8s com 2s de intervalo – análise das 4 primeiras Vs. 4 últimas.	Vasto Lateral (VL) e Reto Femoral (RF)	3,6N – T 15µV – EMG.	REM do VL passou de 32,1±3,72ms para 47,5±4,17ms e RF passou de 34,7±3,51ms para 52,7±3,25ms ($p<0,01$).

Continua

Quadro 1 – REM e fadiga muscular – Síntese dos Artigos – Continuação

Estudo	Amostra	Protocolo fadiga	Músculo	Limiares	Resultado
Moore, D.B. et al., 2002.	15 (♂) 20,7±1,7 anos, 86. 94±7,45kg, 184,4±4,88cm e 15 (♀) 19,47±1,3yrs, 64,61±5,68kg, 171,87±7,35cm.	CVM isocinéticas a 90°/s até F cair a menos de 50% da CVM inicial.	Vasto Lateral.	EMG e T – 5 DP acima do sinal de repouso.	REM ao repouso foi ↓ nas ♀ (p=0,007 do que nos ♂), e ↑ significativamente (p=0,001) após fadiga.
Minshull, C. Et al., 2007.	7 (♂)(29.6±10.4 anos, 1,78±0,04m e 77,0±7,7kg) e 9 (♀) (25,2±4,2 anos, 1,69±0,08m e 62,8±8,1kg).	CVM de 30s.	Flexores do Joelho – Bíceps Femoral (25° de flexão).	EMG e T Primeiro ponto após o limiar de confiança de 95% sobre o sinal de repouso.	REM Contr. Volunt. ↑ de 19,5% após fadiga nas ♀ (61,2±19ms vs. 51,2±13,1ms) – Contr. Magn. ↓ de 21% no REM em ♂ e ♀.
Yavuz, U; Şendemir-Ürkeç, A; Türker, T.S. 2010.	15 (♀) e 15 (♂) saudáveis (Dados antropométricos não reportados).	CVM de platiflexores até torque baixar a menos de 40% do valor da CVM.	Flexores plantares Sóleo e Gastrocnêmios.	EMG e T – Primeiro ponto acima do sinal máximo em repouso.	REM ↑ com a fadiga (p<0,001) sem diferenças entre ♀ e ♂.

Os estudos mencionados no Quadro 1 foram realizados nos membros inferiores. Não foram encontrados estudos relacionando o REM e a fadiga muscular nos membros superiores, porém, acreditamos que este comportamento deva ser semelhante para os músculos dos membros superiores e inferiores.

Em decorrência dos diferentes músculos, dos diferentes métodos de implementação da fadiga muscular e dos diferentes métodos de avaliação do REM, a comparação dos estudos fica comprometida. Porém, observa-se, em todos os estudos analisados, um aumento do REM em decorrência da fadiga, podendo ser um fator importante de controle em estudos e treinamentos.

Comprimento Muscular

Para verificar a alteração do REM em diferentes comprimentos musculares, Sasaki, Sasaki e Ishii (2011) mensuraram o REM do bíceps braquial em diferentes angulações do cotovelo. Com ângulos de 40° a 130° (incrementos a cada 10°) observou-se que em menores

comprimentos musculares o REM apresenta-se aumentado em relação a maiores comprimentos musculares, especialmente acima de 90° de flexão do cotovelo. Na Figura 6 estão representados por colunas os valores do intervalo de tempo entre o estímulo elétrico e o início da atividade MMG (coluna preta), o intervalo de tempo entre a MMG e o início da produção de força (coluna branca) e o REM, definido como o intervalo de tempo entre o estímulo elétrico e o início da produção de força.

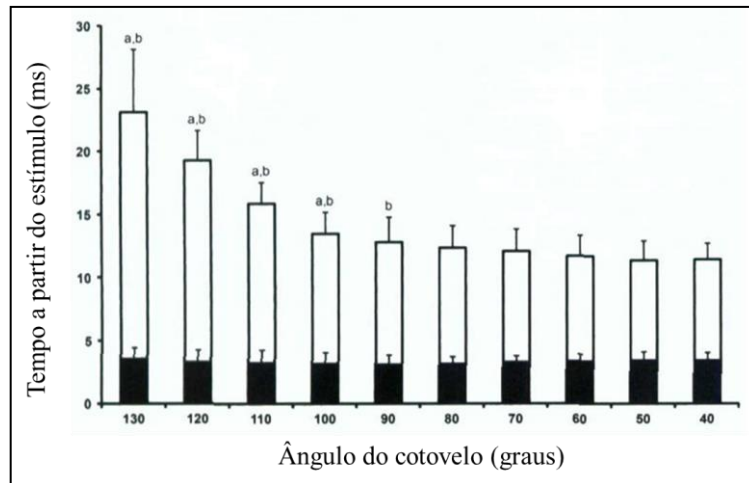


Figura 6 – REM em diferentes angulações do cotovelo. Coluna preta representa o intervalo de tempo entre o estímulo elétrico e a MMG, a coluna branca representa o intervalo de tempo entre a MMG e a Força e a coluna total (soma das colunas) representa o REM. ^a Diferença significativa entre REM com a posição de 40°. ^b Diferença significativa no MMG-Força com a posição 40°. Fonte: Adaptado de SASAKI; SASAKI; ISHII. Acceleration and force reveal different mechanism of electromechanical delay, 2011.

Muraoka et al. (2004) investigaram o REM do gastrocnêmio medial de sete indivíduos do sexo masculino nas angulações de -30°, -20°, -10°, 0° e 5° de dorsiflexão do tornozelo (sendo 0 a posição neutra e valores negativos a plantiflexão). Os autores encontraram resultados semelhantes aos de Sasaki, Sasaki e Ishii (2011), ao observarem que o REM aumenta em comprimentos musculares menores e diminui quando o músculo é alongado. Observou-se que não havia diferenças entre as posições de -10°, 0° e 5°, posições que, segundo os autores, já apresentam a remoção da folga do sistema musculotendíneo.

Idade

No que tange a possíveis alterações no REM com a idade, o estudo de Yavuz, Şendemir-Ürkmez e Türker (2010) também avaliou tal parâmetro. Os 30 sujeitos foram agrupados em quatro intervalos de acordo com a idade, tendo o REM do tríceps sural mensurado. Observou-se um aumento do REM com o passar da idade após os 18 anos.

Já Grosset et al. (2005) mensuraram o REM em crianças de 7 a 11 anos e encontraram uma diminuição gradativa do REM com aumento da idade. Dada metodologia semelhante, podemos comparar o comportamento do REM nos dois estudos em conjunto. A Figura 7, adaptada de Yavuz, Şendemir-Ürkmez e Türker (2010) demonstra uma curva em parábola inversa, onde a área central representa a provável área de menor REM.

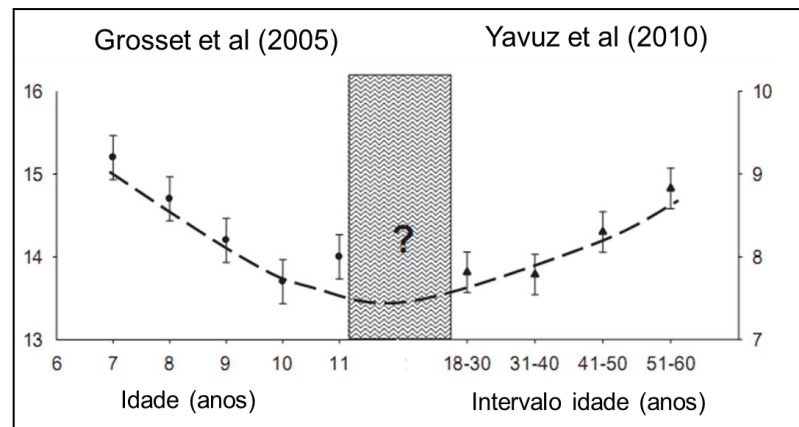


Figura 7 – Variação do REM em decorrência da idade Fonte: Adaptado de YAVUZ; ŞENDEMİR-ÜRKMEZ; TÜRKER. Effect of gender, age, fatigue and contraction level on electromechanical delay, 2010.

A área central onde existe o provável menor REM pode ser decorrente da maturação do sistema músculo esquelético como crescimento. Os autores do estudo consideram que o aumento do REM em sujeitos mais velhos poderia ser decorrente de uma diminuição da rigidez (módulo de Young) dos tendões, e esse aumento na “folga” do tendão poderia propiciar um retardo aumentado na transferência de tensão.

Temperatura Muscular

Tendo em vista que os músculos, além de produzirem seus efeitos mecânicos, produzem calor como subproduto do metabolismo energético, alguns estudos visaram observar a influência da temperatura muscular no REM. Em um estudo de Zhou et al. (1998)

(ver descrição na página 29) foram avaliadas as alterações no REM em decorrência da mudança de temperatura do quadríceps.

Usando um termômetro invasivo colocado a 30 mm da superfície da pele, no músculo vasto lateral, 10 mm distal aos eletrodos de EMG, foram monitoradas as alterações na temperatura. A temperatura era passivamente regulada por meio da aplicação de bolsas com água quente ou fria sobre a superfície do quadríceps. O REM foi mensurado a 30°, 32°, 34°, 36° e 38°C, sendo o menor valor encontrado a 36° e com aumentos significativos tanto com o aumento da temperatura (38°C) como com diminuição da temperatura muscular (30° e 32°C). Os autores sugerem que o aumento do REM causado pelo aquecimento do músculo pode ser decorrente da alteração nos CES que poderiam tornar-se menos rígidos, sofrendo uma maior deformação, logo, necessitando de mais tempo para gerar tal deformação. Já o aumento do REM com o resfriamento muscular poderia ser causado pela diminuição na velocidade de propagação dos potenciais de ação através da placa motora e células musculares.

Tipo de Contração

Dentre os fatores que explicam a ampla gama de intervalos de tempo para o REM há o tipo de contração. Alguns estudos utilizam estimulações elétricas e outras contrações voluntárias na sua metodologia. Músculos ativados voluntariamente de modo a gerar um aumento gradual na Força (uma rampa de subida gradual) seguem o padrão de recrutamento pelo tamanho (SCHIMIED et al., 1997). Unidades motoras (UM) menores e de composição de fibras lentas são as primeiras a serem recrutadas e, a seguir, as demais UMs. Já em uma contração estimulada eletricamente as fibras são recrutadas de modo mais sincrônico (MURAOKA et al., 2004).

Tais comportamentos podem ser observados no estudo de Kaneko et al. (2002), no qual 16 sujeitos tiveram o REM dos quadríceps mensurados após cirurgias de reconstrução do ligamento cruzado anterior do joelho. Nos joelhos operados, o REM na CVM ficou em $53,62 \pm 27,36$ ms, enquanto que, na estimulação elétrica encontrou-se um REM de $20,04 \pm 4,09$ ms. Resultados semelhantes foram observados no joelho não envolvido e no grupo controle. Muraoka et al. (2004) referem que em média, o REM em contrações voluntárias do gastrocnêmio medial avaliada em 7 sujeitos é 4 vezes maior do que em contrações estimuladas eletricamente.

Howatson et al. (2009) mensuraram a confiabilidade do REM em cinco dias consecutivos em diferentes tipos de contração. Os autores observaram uma boa correlação intrasujeito entre os diferentes dias com tendência a menores valores para o REM nas contrações isométricas, seguidas pelas contrações isocinéticas rápidas e, por fim, as contrações isocinéticas lentas apresentando um maior REM. A Figura 8 mostra os valores do REM do bíceps braquial em 5 dias consecutivos em 3 tipos de contração.

Os autores não realizaram a comparação estatística entre os tipos de contração, pois o objetivo do artigo era estimar a confiabilidade do REM em medições em dias consecutivos. Deste modo, como os dados não são reportados no estudo, não é possível saber se existe diferença estatisticamente significativa entre os tipos de contração.

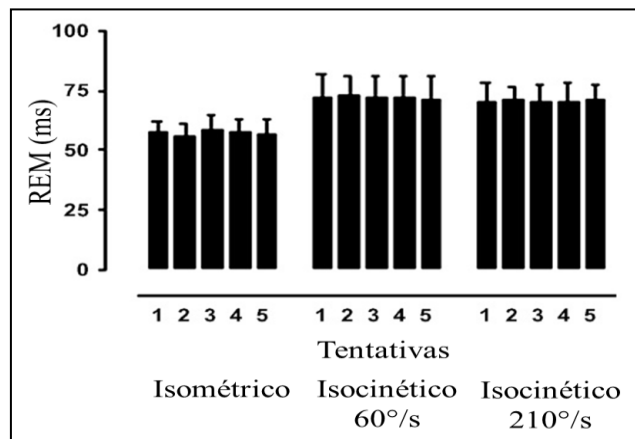


Figura 8 - REM em diferentes tipos de contração. As contrações à esquerda são isométricas, as contrações centrais são isocinéticas lentas (60°/s) e as contrações à direita são isocinéticas rápidas (210°/s). Fonte: HOWATSON et al. The reliability of electromechanical delay and torque during isometric and concentric isokinetic contractions, 2009.

Treinamento

Para verificar o tempo de resposta dos eversores do tornozelo em uma inversão súbita durante a deambulação, Lindford et al. (2006) avaliaram a resposta muscular a um treinamento de seis semanas envolvendo alongamento e fortalecimento muscular, trabalho de equilíbrio e propriocepção e trabalho de potência de membros inferiores. Após as seis semanas, o tempo de resposta dos eversores do tornozelo diminuiu significativamente ($p=0,029$).

Grosset et al. (2009) realizaram treinamento de resistência em um grupo e treinamento pliométrico em outro durante 10 semanas. Após o período de treinamento foram observados

aumentos no REM nos sujeitos do grupo que realizaram o treinamento pliométrico ($10,6 \pm 2,9\%$) e uma diminuição do REM nos indivíduos do grupo de treinamento de *endurance* ($5,0 \pm 1,2\%$). Os autores encontraram uma correlação inversa entre o REM e a rigidez muscular, propondo a mensuração do REM como um marcador indireto da rigidez muscular passiva em indivíduos expostos a treinamento muscular.

No Quadro 2 são apresentados os estudos a respeito das alterações do REM em decorrência do treinamento, com tamanho da amostra, músculo estudado, tempo de treinamento, limiar de detecção das alterações no sinal e principais resultados.

Quadro 2 – Retardo Eletromecânico e os Efeitos do Treinamento

Estudo	Amostra	Músculo(s)	Treinamento	Limiares	Resultados
Lindfor et al., 2006	36 assintomáticos	Fibular Longo	6 semanas along., Fortal., Potência e equilíbrio/proprio	2DP	↓ Tempo de resposta ↑ REM
Grosset et al., 2009	30 Hígidos 9 pliométrico 21 <i>endurance</i>	Tríceps sural	10 semanas 2X semana	Nível mais alto do sinal de repouso	Treinamento pliométrico ↑ REM Treinamento <i>endurance</i> ↓ REM

Alongamento Prévio

Nos últimos anos, evidências (ESPOSITO; LIMOTA; CÈ, 2010; COSTA et al., 2010) vêm se acumulando sobre as respostas deletérias do alongamento muscular na capacidade de resposta muscular, principalmente em esportes de potência. No intuito de verificar o efeito do alongamento no REM, Esposito, Limota e Cè (2010) realizaram um protocolo de avaliação do REM antes e depois do alongamento passivo. Três estimulações elétricas dos flexores plantares foram realizadas para determinar o REM antes do alongamento, então, cinco alongamentos de 45 s de duração cada, eram realizados com um intervalo de 15s. Após o alongamento, o REM foi monitorado pelo período de 2 horas com estímulos a cada 15s. Foram coletados os sinais EMG e MMG do músculo gastrocnêmio medial e torque articular de plantiflexores. O protocolo de alongamento acarretou, além de uma diminuição na produção de força que se perpetuou até o final das 2 horas de teste, um aumento no REM. Um fato interessante demonstrado no estudo foi um aumento significativo do intervalo entre a EMG e a MMG imediatamente após o protocolo de alongamento, tanto na situação pré e pós-alongamento, como no comparativo com o grupo controle ($p < 0,05$). Os intervalos de tempo

entre MMG e F e EMG e F apresentaram aumento significativo que perdurou até o final das 2 horas de teste.

Em protocolo muito próximo para a mesma musculatura, Costa et al. (2010) encontraram resultados semelhantes. O REM do tríceps sural foi avaliado na posição sentada e extensão de joelho, quando nove alongamentos de 135 s com intervalos de 5-10 s foram realizados. Os autores encontraram um aumento significativo ($p < 0,05$) entre as condições pré-alongamento ($4,84 \pm 0,31$ ms) e pós-alongamento ($6,22 \pm 0,34$ ms).

Apesar de realizarem protocolos muito semelhantes, os resultados de Esposito, Limota e Cè (2010) e Costa et al. (2010) apresentam diferenças marcantes nos valores absolutos do REM. Na condição pré-alongamento, Esposito, Limota e Cè (2010) encontraram um valor de $45,35 \pm 3,0$ ms; já Costa et al., (2010) encontraram um valor de $4,84 \pm 0,31$ ms. Tais diferenças podem ser decorrentes do comprimento muscular onde o *twitch* foi dado e o REM mensurado.

No estudo de Esposito, Limota e Cè (2010), o REM foi mensurado a 20° de plantiflexão com o sujeito em extensão completa de joelho e quadril na posição anatômica, já Costa et al. (2010) não informam a posição articular na qual o REM foi mensurado, estando o sujeito em 90° de flexão de quadril e joelho estendido. A diferença entre os estudos chegou a quase 10 vezes, deste modo, as diferenças no posicionamento, associado aos limiares de detecção e instrumentação podem ter sido a gênese das diferenças nos valores absolutos do REM.

Instabilidade Articular

De modo a verificar se a instabilidade articular crônica do tornozelo poderia afetar o REM da musculatura eversora do pé, Hopkins et al. (2009) realizaram um estudo no qual 21 pacientes com diagnóstico de instabilidade crônica do tornozelo andavam sobre um piso instrumentado que causava uma inversão abrupta do tornozelo. O grupo de pacientes apresentou um aumento no tempo de reação, assim como um aumento do REM no tornozelo (articulação acometida versus sadia ($p < 0,05$) e grupo controle versus grupo experimental ($p < 0,05$)).

Outro estudo analisando a influência da instabilidade articular no tornozelo foi realizado por Mora, Quinteiro-Blondin e Pérot (2003) quando uma estimulação elétrica supramáxima do músculo fibular longo era realizada em apoio bipodal e monopodal sendo a força de reação emensurada através de uma plataforma de força. A avaliação do REM com

sustentação de peso é mais funcional, pois proporciona uma maior co-contracção muscular e aumento da estabilidade articular. O estudo encontrou diferenças significativas entre os grupos controle e instabilidade na posição monopodal ($p < 0,01$) e entre a posição monopodal e bipodal nos indivíduos com instabilidade.

Tais retardos na resposta muscular à inversão do tornozelo nos estudos de Mora, Quinteiro-Blondin e Pérot (2003) e Hopkins et al. (2009) podem ser um fator contribuinte para a recidiva das lesões por entorse nesta população e demonstra a associação entre instabilidade articular e aumento do REM.

Imobilização Prévia

Em estudo de três casos, com crianças entre 7 e 10 anos de idade que estavam entre 10 a 12 meses sem apoio de peso em membros inferiores devido a doença de Legg-Calvé-Perthes (doença degenerativa da articulação do quadril), observou-se uma rigidez muscular do tríceps sural aumentada e REM diminuído, e deste modo, uma relação inversa entre a rigidez músculo-articular e o REM (GROSSET et al., 2010). Os autores referem que seria esperado que com a atrofia muscular, que acomete em maior grau as fibras lentas e menos complacentes, o REM aumentasse devido a maior elasticidade dos CES das fibras rápidas. A rigidez aumentada foi hipotetizada pelos autores como sendo uma decorrência de alterações na maturação dos CES em decorrência do longo período de desuso.

Sexo

Em estudo descrito previamente à página 29, Moore et al. (2002) encontraram diferenças significativas entre homens e mulheres no REM. O REM, em decorrência de uma estimulação reflexa do quadríceps por percussão do tendão patelar, foi menor nas mulheres ($p = 0,007$), ou seja, as mulheres apresentaram um intervalo menor de tempo entre a atividade EMG e a produção de força. Porém, após um protocolo de fadiga, as mulheres aumentaram significativamente o REM em comparação com os valores de controle ($p = 0,001$). Os homens não apresentaram alterações significativas decorrentes do protocolo de fadiga aplicado. Tais resultados podem indicar diferentes efeitos da fadiga no REM em homens e mulheres, estando os homens menos propensos a alterações importantes no REM. O mesmo estudo refere que é conhecido o fato de as mulheres apresentarem uma taxa maior de lesões de ligamentos do joelho na prática de esportes do que os homens, fato que poderia ser explicado pela resposta de proteção articular mais retardada das mulheres em decorrência da fadiga muscular.

2.4 ANÁLISE CRÍTICA DA LITERATURA

Ao se analisar a seção prévia (2.3) fica evidente a carência de estudos a respeito do REM em membros superiores. A grande maioria dos estudos encontrada foi realizada em membros inferiores, nos quais fatores como a fadiga e diferentes tipos de treinamentos/procedimentos poderiam afetar o REM. Em decorrência da miscelânea de métodos e limiares, associada a outras variáveis intervenientes, a comparação entre os estudos torna-se uma tarefa intrincada e complexa, porém importante para o entendimento da sua possível influência na dinâmica de estabilização/movimentação do complexo do ombro.

A estabilização do ombro é, em grande parte, decorrente da atividade muscular do MR. Nas atividades esportivas, as altas velocidades de utilização do ombro impõem a necessidade de respostas rápidas do MR de modo a possibilitar uma estabilização articular em tempo hábil.

Há uma ampla gama de esportes com utilização do membro superior na posição de apreensão do ombro. O voleibol é um esporte popular no Brasil e no mundo, apresentando um gesto esportivo *overhead* com altas taxas de patologias relacionadas aos movimentos repetidos do ombro. Uma das vantagens em se analisar ombros de jogadores de voleibol é que este esporte é predominantemente unilateral em seu componente *overhead*, ou seja, os jogadores utilizam apenas o ombro dominante nas cortadas ou saques, propiciando um padrão de comparação intrasujeito para avaliação das propriedades mecânicas do ombro.

O REM é um fator importante na avaliação da musculatura do ombro, pois caso este esteja aumentado, o tempo de reação do ombro às instabilidades poderá aumentar. Dentre os fatores citados nesta revisão, a fadiga compreende o maior número de estudos, e fica evidente a sua influência sobre o REM nos mais diferentes músculos. Sendo assim, os treinadores e terapeutas devem atentar para a carga de trabalho e períodos de repouso durante as atividades esportivas, pois, caso a musculatura do MR apresente-se fadigada, esta pode ter uma performance menor que a necessária para a estabilização correta do ombro e, deste modo, gerar lesões repetidas, possíveis causadoras das instabilidades crônicas do ombro. Este estudo não avaliou o efeito da fadiga na musculatura do ombro, porém, cuidados foram tomados durante a coleta de dados de modo a evitar a instalação da fadiga muscular.

Instabilidades anteriores adquiridas do ombro são comuns em esportes *overhead* em decorrência da posição de abdução e rotação lateral do ombro que sobrecarrega os

estabilizadores estáticos anteriores. Esta sobrecarga crônica dos ligamentos na posição de apreensão acaba por gerar microtraumas repetidos, causando por conseguinte uma alteração no comprimento dos ligamentos e um aumento da translação anterior do ombro.

Nos esportes nos quais os movimentos do ombro são constantes, trabalho de melhora da resistência à fadiga do MR pode ser importante para evitar lesões em decorrência do aumento do REM em virtude da fadiga muscular localizada. Já nos esportes os quais o MR tem tempo de repouso entre as atividades, como no voleibol ou beisebol talvez o treinamento de resistência do manguito rotador não seja necessário, ou até prejudicial em decorrência da especificidade do treinamento e suas repercussões mecânicas.

O comprimento muscular também pode afetar o REM (SASAKI; SASAKI; ISHII, 2011), sendo um fator potencialmente importante nas instabilidades no ombro. É reconhecido que portadores de instabilidade crônica do ombro apresentam ADM aumentada. Assim, provavelmente, para proporcionar este aumento de amplitude, o MR necessitaria ser mais longo de modo a “alcançar” os extremos da ADM. Logo, para uma mesma posição do ombro, o MR estaria mais frouxo (mais “folga” nos Componentes Elásticos em Série) em um indivíduo com instabilidade do que em um indivíduo com o ombro estável, podendo, assim, gerar um aumento no REM.

Os alongamentos são comumente recomendados aos atletas como preparação para a atividade física. Porém, na revisão de literatura realizada, é possível observar que o alongamento passivo estático tem o potencial de aumentar o REM (ESPOSITO; LIMONTA; CÈ, 2011), deste modo, podendo ser prejudicial ao potencial estabilizador do MR. Em atividades que envolvam a necessidade de estabilização rápida do ombro, é provável que alongamentos dinâmicos e aquecimentos musculares possam ser mais recomendados do que alongamentos passivos da musculatura do ombro.

As instabilidades articulares são outro fator associado a alterações no REM. Nos estudos de Hopkins et al. (2009) e Mora, Quinteiro-Blondin e Pérot (2003) foram observados aumentos no REM em sujeitos com instabilidades do tornozelo. No entanto, fica difícil saber se a instabilidade é o fator gerador do aumento do REM ou se o REM predispõe o sujeito a entorses repetidos do tornozelo. Fatores como o tipo de fibra muscular e o treinamento também podem afetar o REM. Os estudos de Lindford et al. (2006) e Grosset et al. (2009) demonstram o aumento do REM em decorrência do treinamento de equilíbrio, de força e de pliometria dos membros inferiores. Tais resultados poderiam ser em decorrência da rigidez

muscular passiva menor das fibras do tipo II, hipertrofiadas em um treinamento de força. O aumento do REM com o treinamento pliométrico parece paradoxal para os autores deste estudo, visto que tal adaptação não beneficia a performance, mas sim gera um maior tempo de resposta do músculo.

A reabilitação do ombro geralmente passa por exercícios suaves de fortalecimento muscular e resistência. Seriam estes os melhores exercícios para a reabilitação do ombro instável? Exercícios de resposta rápida e força explosiva não seriam mais funcionais para o manguito rotador?

Na grande maioria dos esportes que envolvem o membro superior, o uso *overhead* determina uma posição em abdução e rotação lateral do ombro, posição conhecida como posição de apreensão do ombro. Durante um movimento de arremesso, por exemplo, o peitoral maior se contrai concentricamente de modo vigoroso levando o úmero a rotar internamente e aduzir horizontalmente. Porém, além de gerar a RI do ombro, o peitoral maior traciona anteriormente a cabeça umeral, sendo esta tração de grande relevância na gênese das instabilidades do ombro. Com base nestas evidências, seria importante observar o comportamento mecânico do infraespinhal como, por exemplo, o REM nos diferentes componentes que o compõe, o intervalo de tempo relativo à ativação do infraespinhal em resposta à contração do peitoral maior objetivando estabilizar o ombro.

O vôlei é um esporte com uso *overhead* predominantemente unilateral que potencialmente leva a instabilidades no ombro. Deste modo, analisando o comportamento mecânico de ambos os ombros de sujeitos saudáveis e com instabilidade teremos como comparar este comportamento no ombro sintomático, no ombro contralateral e em ombros saudáveis.

Patologias do ombro também podem estar relacionadas a diferenças na produção de torque entre antagonistas como os RM e RL. Patologias do ombro são comumente tratadas por meio de fortalecimento dos rotadores externos do ombro. Outro fato que nos parece importante é saber a taxa em que estas torques são produzidos ao nível do ombro além da já bastante explorada diferença na produção de torque entre os RM e RL do ombro. Estes fatores, que podem afetar a mecânica articular do ombro, caso não balanceados de maneira correta, poderiam gerar desequilíbrios nas cargas articulares e consequentes patologias.

Recomendações Clínicas

Pautado nos resultados de estudos prévios podemos elaborar uma lista de recomendações para serem utilizadas nos processos de reabilitação/treinamento:

- Alongamentos podem aumentar o REM, aumentando o tempo para a resposta da musculatura aos estímulos instabilizadores; portanto, em exercícios que demandem rápida estabilização (mimetizando gestos esportivos), alongamentos passivos prévios devem ser desencorajados.
- A fadiga muscular pode aumentar o REM, deste modo, exercícios que demandem altas capacidades de estabilização devem ser realizados no início do treinamento e com intervalos adequados para a recuperação muscular.
- Comprimentos musculares muito pequenos também podem aumentar o REM, portanto, exercícios de estabilização devem ter progressão de posições articulares de maior estabilidade e comprimentos musculares médios para posições articulares mais instáveis e comprimentos musculares mais curtos (abdução com RL por exemplo).
- A temperatura muscular altera o REM. O aquecimento muscular (através de exercícios) pode melhorar a resposta aos estímulos instabilizadores. A crioterapia tende a aumentar o REM, portanto essa deveria ser realizada após aos exercícios de estabilização articular.
- Exercícios em fase final de reabilitação devem visar à estabilização rápida da articulação, potencializando o possível efeito de diminuição do REM em decorrência das instabilidades crônicas.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Hipóteses

Pautado na revisão de literatura podemos elaborar as seguintes hipóteses:

Ombros saudáveis apresentam, em geral, maior capacidade de geração de torque que ombros patológicos, logo a **hipótese 1** é que “Os Picos de Torque de RL e RM são maiores em sujeitos com ombros saudáveis do que em sujeitos com ombros patológicos”.

Ombros instáveis poderiam em decorrência da instabilidade articular ou das propriedades dos CES diminuir a velocidade de produção de torque, logo a **hipótese 2** é que “As Taxas de Produção de Torque de RL e RM dos sujeitos saudáveis é maior do que dos sujeitos com ombros instáveis”.

O tempo entre a ativação elétrica muscular e o início do movimento dos filamentos ocorre em frações de segundo. Alterações na propagação do estímulo elétrico pelo sarcolema não são comuns em patologias ortopédicas, portanto a **hipótese 3** é que “O tempo entre o sinal EMG e o sinal MMG (EMG-MMG) é igual quando comparados os sujeitos com e sem instabilidade no ombro”.

Como acreditamos que o REM pode estar alterado nos sujeitos com instabilidade (hipóteses 5 e 6) e que o retardo entre o sinal MMG e o Torque é o principal componente do REM levantamos a **hipótese 4**; “O tempo entre o sinal MMG e o sinal de Torque (MMG-T) é maior em sujeitos com instabilidade no ombro quando comparados a sujeitos com ombros estáveis”.

Em decorrência de um possível atraso na transmissão do tensão muscular do infraespinhal ao sistema articular nos sujeitos com instabilidade levantamos a **hipótese 5**: “O REM do m. Infraespinhal durante a RE é maior dos sujeitos com ombros instáveis do que nos sujeitos com ombros saudáveis”.

De modo semelhante a hipótese anterior, uma transmissão de tensão do peitoral maior poderia estar associada a instabilidade articular do ombro, desse modo elaboramos a **hipótese 6**: “O REM do Peitoral Maior na RI é maior em sujeitos com instabilidades no ombro quando comparado a sujeitos com ombros estáveis”.

Outro fator que poderia influenciar a estabilidade articular é o tempo entre a ativação do agonista da RI (peitoral maior) e a ativação do estabilizador (infraespinhal), portanto, levantamos a **hipótese 7**; “O retardo entre a ativação (co-ativação) EMG do m. Peitoral Maior e o EMG do m. Infraespinhal é maior nos sujeitos com instabilidade do ombro quando comparado aos sujeitos com ombros estáveis”.

3.2 Caracterização do Estudo

Este estudo caracteriza-se por ser do tipo ex-post-facto de corte transversal no qual foram mensuradas e comparadas variáveis quantitativas.

3.3 População

Praticantes de voleibol do sexo masculino com idade entre 17 e 35 anos e prática esportiva mínima de 4 anos.

3.4 Amostra

Em decorrência da enorme gama de estudos, com uma grande margem de variação no REM, os dados bibliográficos não proporcionaram um cálculo amostral factível. Deste modo, o tamanho da amostra foi definida de acordo com os tamanhos amostrais comuns em estudos do REM. Participaram do estudo 18 sujeitos, divididos em dois grupos (estável e instável), tendo ambos os ombros avaliados, totalizando 32 ombros. Os dados de quatro ombros não puderam ser utilizados nas análise por problemas na coleta de dados que fugiam ao controle dos autores. A média de idade dos grupos foi de $23,8 \pm 2,7$ anos para o grupo estável e $25 \pm 6,4$ anos para o grupo instável. A Figura 9 apresenta um organograma demonstrando os grupos e as comparações realizadas (representadas pelas linhas vermelhas e verde).

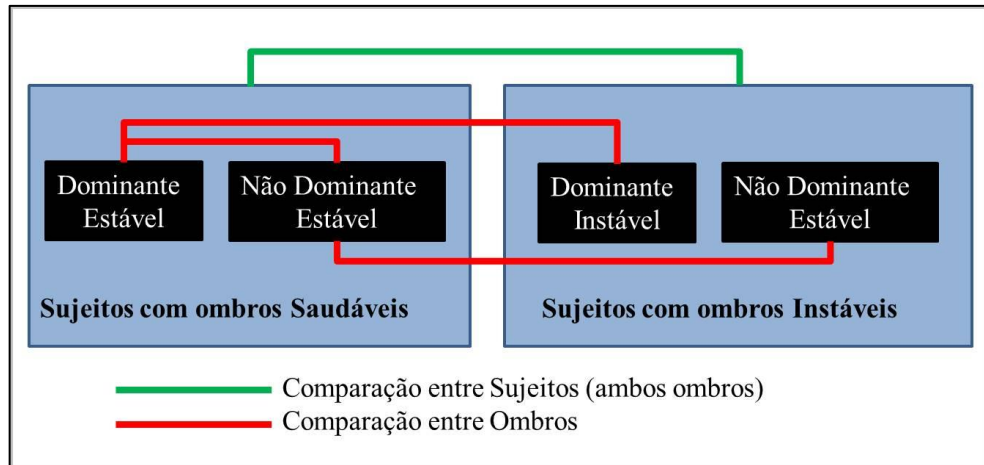


Figura 9 – Organograma dos grupos e respectivas comparações a serem realizadas.

Devido ao fato de que os sujeitos apresentam a instabilidade articular em decorrência da prática esportiva, o ombro dominante é sempre o envolvido, pois os gestos *overhead* são realizados, principalmente, com o membro dominante.

Questões éticas: foram respeitadas as diretrizes do Conselho Nacional de Ética em Pesquisa com Seres Humanos e, antes de iniciar qualquer coleta de dados, foram explicados todos os procedimentos e implicações aos participantes, além de entregue um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo 1) para leitura e concordância por meio de assinatura do participante. O Termo foi lido pelo participante junto com o pesquisador, que prestou toda e qualquer informação ou esclarecimento solicitado pelo participante. Este projeto foi submetido para avaliação e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (Anexo 2).

3.5 Critérios de Inclusão

Instabilidade adquirida traumática do ombro, avaliada conforme a sessão 3.6, quando os sujeitos precisam apresentar no mínimo três testes positivos dos cinco realizados para denotar o diagnóstico de instabilidade.

Sexo Masculino

Idade entre 17 a 35 anos

Prática de voleibol de no mínimo 4 horas por semana

A Tabela 1 apresenta a idade, massa e estatura dos sujeitos participantes do estudo. Estes dados foram coletados com procedimentos padrão logo após a explicação do protocolo à cada participante e obtenção consentimento do mesmo.

Tabela 1 – Caracterização dos sujeitos – médias e desvios-padrão de idade, massa corporal e estatura

Grupo	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (cm)
Estável, n: 9	26,5±2,3	78,3±5,2	176,6±9
Instável, n: 9	25,8±3,4	76,7±6,5	179,3±8,3

3.6 Critérios de Exclusão

Histórico de lesão progressiva do ombro, luxação traumática do ombro prévia, fraturas em úmero, escápula ou clavícula e radiculopatias cervicais.

3.7 Avaliação dos Sujeitos

Os indivíduos selecionados passaram por uma avaliação ortopédica do membro superior. Tal avaliação visou observar a presença dos critérios de inclusão ou exclusão. A avaliação foi realizada por um fisioterapeuta experiente. Inicialmente foi colhida a história clínica do sujeito por meio de anamnese, verificação de dominância, grau de dor ou desconforto e limitações funcionais. De modo a verificar a presença de instabilidade da AGU, foram aplicados testes ortopédicos. Os testes são descritos a seguir, e sua descrição detalhada pode ser obtida em Cleland (2006). Neste estudo, para o ombro ser considerado instável, 3 dos 5 testes precisam ser positivos.

- Teste de apreensão anterior – Paciente em Decúbito Dorsal (DD), AGU na borda lateral da maca e escápula apoiada (Figura 10). Ombro a 90° de abdução e cotovelo a 90° de flexão. O ombro é rotado externamente de modo progressivo. Teste será considerado positivo caso paciente apresente apreensão ou dor no ombro.



Figura 10 - Teste de apreensão anterior – posição do sujeito e do pesquisador. Fonte: Cleland (2006, p.382)

- Teste de relocação – Posição inicial igual ao teste de apreensão anterior, caso o paciente sinta a apreensão, uma força é aplicada ao úmero proximal pelo avaliador direcionada posteriormente diminuindo a apreensão. Caso a sensação de apreensão diminua o teste é considerado positivo (Figura 11).



Figura 11 - Teste de relocação – posição do sujeito e do pesquisador. Fonte: Cleland (2006, p.383)

- Teste de liberação anterior - Posição inicial igual ao teste de apreensão anterior, mantém-se uma força aplicada posteriormente ao úmero proximal pelo avaliador, ao retirar-se subitamente tal força apreensão é sentida pelo paciente (Figura 12).



Figura 12 - Teste de liberação anterior – posição do sujeito e do pesquisador. Fonte: Cleland (2006, p.384)

- Teste de carga anterior ou gaveta anterior - Paciente sentado, uma mão do avaliador estabiliza a escápula e a outra mão aplica uma força anterior ao ombro proximal (Figura 13). A frouxidão ligamentar é classificada de 0 a 3, sendo 0 pouco ou nenhum movimento, 1 translação anterior pequena, 2 translação anterior moderada e 3 translação anterior severa ou luxação completa da cabeça umeral.



Figura 13 - Teste de carga/gaveta anterior – posição do sujeito e do pesquisador. Fonte: Cleland (2006, p.379)

- Sinal do sulco – Paciente sentado, avaliador traciona inferiormente o cotovelo e observa se existe a formação de um sulco entre o acrômio e o úmero. A frouxidão ligamentar é classificada de 0 a 3, sendo 0 pouco ou nenhum movimento, 1 translação inferior pequena, 2 translação inferior moderada e 3 translação inferior severa ou luxação completa da cabeça umeral.

Os sujeitos apresentaram ADM normal ou aumentada para os movimentos da AGU. Comumente indivíduos com instabilidades atraumáticas da AGU apresentam aumento na ADM de ombro. Foram mensuradas as ADMs de Flexão, Abdução, Abdução Horizontal e Adução Horizontal Rotação lateral e Interna na posição anatômica e na posição de apreensão. Tais mensurações foram realizadas através de goniometria manual. Para mensuração da RE e RI do ombro, o indivíduo permaneceu deitado em decúbito dorsal com o ombro a 90° de abdução e cotovelo a 90° de flexão; a escápula foi estabilizada contra a maca através de uma pressão manual direcionada posteriormente sobre o processo coracóide.

A mobilidade da articulação (falsa) escapulotorácica foi examinada para determinação da mobilidade escapular adequada, ritmo escapulo-torácico e trofismo muscular.

Para avaliar a mobilidade escapulotorácica realizamos os seguintes testes (Cleland, 2006):

- Teste do deslizamento escapular lateral – Paciente em pé, mede-se a distância entre o ângulo inferior da escápula e a vértebra torácica adjacente durante a abdução do ombro em 3 posições diferentes. Posição 1 – AGU em posição neutra, Posição 2 – 45° de abdução do ombro e Posição 3 – abdução de 90° e RI total. Diferenças maiores do que 1 cm são consideradas assimetrias.



Figura 14 - Teste de deslocamento lateral – posição do sujeito e do pesquisador. Fonte: Cleland (2006, p.376-377)

- Avaliação do movimento durante a abdução – Durante o movimento de abdução do ombro, observa-se o movimento escapular classificando-o em 4 classes de acordo com o padrão de movimentação das escápulas: 1- ângulo inferior se inclina dorsalmente em comparação com o lado contralateral, 2- bordo medial se inclina dorsalmente em comparação com o lado contralateral, 3- o elevação do ombro inicia o movimento, 4- escápula se move simetricamente.

3.8 Variáveis e Suas Definições

3.8.1 Variáveis Independentes

- a. Instabilidade – Avaliada conforme sessão 3.7
- b. Tarefas musculares (rotação medial e rotação lateral de ombro)

3.8.2 Variáveis dependentes

- a. **REM** – Intervalo de tempo entre o início do sinal EMG do músculo infraespinhal e o início do T dos rot. externos do ombro (EMG-T);
- b. **EMG-MMG** – Intervalo de tempo entre o início do sinal EMG e o início do sinal MMG do músculo infraespinhal;
- c. **MMG-T** – Intervalo de tempo entre o início do sinal MMG do músculo infraespinhal e o início do T dos rot. externos do ombro;
- d. **TPT** – Taxa de Produção Torque;
- e. **PT** – Pico de Torque
- f. **EMGpei-EMGinfra** – Intervalo de tempo entre o sinal EMG do músculo Peitoral Maior e músculo infraespinhal (EMG Peitoral/EMG infraespinhal);

3.8.3 Variáveis intervenientes e seus controles

- a. Motivação para realização dos testes – Os indivíduos foram motivados verbalmente de modo padronizado durante a realização das CVMs de RE do ombro.
- b. Fadiga muscular – Repouso de no mínimo 1 minuto entre as contrações propiciou recuperação completa do processo de fadiga muscular localizada.
- c. Comprimento muscular – A posição articular, e deste modo, o comprimento muscular foram mantidos inalterados durante o protocolo de coleta.
- d. Temperatura Muscular – Os sujeitos não realizaram nenhum tipo de aquecimento antes do protocolo.
- e. Tipo de contração – Foram comparadas apenas contrações do mesmo tipo (voluntária).
- f. Alongamento prévio – Não foram realizados alongamentos prévios ao protocolo de coleta.
- g. Treinamento – Sujeitos da pesquisa são fisicamente ativos, praticantes de atividade física amadora com volumes de treinamento semelhantes.
- h. Imobilização prévia – Sujeitos não passaram por imobilização dos membros superiores no último ano.
- i. Dor – Sujeitos com dor espontânea ou durante os testes não realizavam a coleta de dados.

3.9 Protocolo de Coleta dos Dados

O protocolo de coleta dos dados visou observar a ativação do músculo infraespinhal tanto em sua função estabilizadora da AGU como agonista no movimento de Rotação lateral (RE) do ombro. Foram realizadas 3 CVM estáticas de RM e RL intercaladas mantendo 1 minuto de intervalo entre as contrações (evitar a instalação da fadiga muscular). A seguinte instrução era dada ao sujeito: “*Você deve realizar a contração do modo mais rápido possível, como se fosse atacar uma bola, girando a mão para baixo/cima. Você contrai e relaxa. Seu braço não vai mexer pois está preso ao aparelho.*”

3.9.1 Posição do Ombro

Para atingir tais objetivos, utilizamos dois métodos na posição de apreensão do ombro (descrita a seguir):

- a) contrações voluntárias dos RE do ombro (contração do músculo infraespinhal);
- b) respostas do músculo infraespinhal a RI do ombro.

Foram avaliados ambos os ombros, sintomático e assintomático (em ordem aleatória) dos sujeitos com instabilidade anterior e sem instabilidade anterior.

Posição de Apreensão

Na posição de apreensão anterior (coaptação máxima ou *close package*) os ligamentos da AGU estão sobre tensão. Apesar da tensão ligamentar, essa posição é a mais propensa a exibir instabilidade anterior, além de ser uma das posições mais utilizadas em esportes.

A posição do protocolo de coleta teve o sujeito sentado na cadeira do dinamômetro, ombro a 90° de abdução e RL e 20° de adução horizontal, cotovelo a 90° e antebraço em posição neutra conforme Figura 9. Adotamos a angulação de 20° de adução horizontal, pois este é o “plano de escápula”, ou seja, o ângulo na qual a escápula está orientada em relação ao tórax. Tal posição foi adotada para diminuir o risco de lesão durante o protocolo de coleta dos dados. A posição de apreensão tradicional poderia causar desconforto ou luxação nos sujeitos da pesquisa.



Figura 15 - Posicionamento do sujeito.
Fonte: Application/Operation Manual –
Biodex System 3 PRO.

Para impedir que os eletrodos de EMG e o acelerômetro de MMG entrassem em contato com o encosto do dinamômetro, um suporte especialmente construído foi utilizado para afastar a região posterior do ombro e impedir a atenuação da vibração do acelerômetro e diminuir possíveis ruídos na EMG. O eixo do dinamômetro foi alinhado ao eixo do úmero do sujeito com o suporte/encosto já colocado.

3.10 Eletromiografia (EMG)

A EMG de Superfície foi captada dos músculos Infraespinhal (EMG_{infra}) e Peitoral Maior (EMG_{pei}). Foram usados eletrodos bipolares passivos (Meditrace - 100; Ag/AgCl; diâmetro de 0,5 centímetros) sobre o músculo Infraespinhal e Peitoral Maior com distância entre o centro dos eletrodos de 2cm. O posicionamento dos eletrodos do músculo Peitoral Maior seguiu a recomendação do Grupo SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles em <http://www.seniam.org/>). O posicionamento dos eletrodos no músculo infraespinhal foi definido por meio da palpação da fossa infraespinhal da escápula e identificação da espinha da escápula e do músculo infraspinal. Os eletrodos foram aplicados a pele a 4cm caudalmente a espinha da escápula e posicionados paralelamente a espinha da escápula, conforme Figura 16.

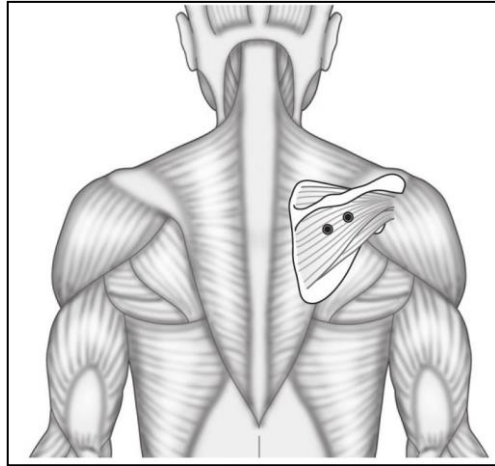


Figura 16 - Posicionamento dos eletrodos de EMG de superfície do infraespinal. Fonte: CRISWELL, E. Cram's Introduction to Surface Electromyography (2011, p.302)

Após a colocação dos eletrodos de EMGS, foram realizados testes manuais para o Peitoral Maior (flexão horizontal) e infraespinal (rotação lateral) de modo a verificar o posicionamento correto dos eletrodos. O sinal EMGS diferencial bipolar foi coletado a uma taxa de 2000 Hz, com um eletromiógrafo de 8 canais modelo AMT-8, modo de rejeição comum de 115db, pré amplificador com ganho de até 2 k (Bortec Biomedical Ltd., Calgary, Canadá). Os sinais foram armazenados em um computador para posterior análise. O sinal EMG bruto passou por processamento com filtragem Butterworth de sexta ordem com passa banda de 10 a 450 Hz, conforme procedimentos da Sociedade Internacional de Eletromiografia e Cinesiologia (MERLETTI, 1999).

3.11 Mecanomiografia

Os sinais de mecanomiografia (MMG) foram coletados por meio de um acelerômetro fixado a pele dos sujeitos no espaço entre os eletrodos da EMG. Para a coleta dos dados mecanográficos utilizou-se um acelerômetro unidirecional miniaturizado da marca ENTRAM, modelo EGA-125-10D (3,56x3,56x6,9mm) com frequência de resposta de 0 a 200 Hz, acoplado a um condicionador de sinais de canal único especialmente construído para este estudo. O acelerômetro de MMG foi posicionado entre os eletrodos de EMG e fixado a pele através de fita dupla face, tendo-se, deste modo, certeza de que ambos os sinais são provenientes da mesma musculatura (VAZ et al., 1996; ESPOSITO; LIMONTA; CÈ, 2011).

O sinal MMG passou por um filtro *butterworth* de 3^o ordem com filtro passa banda de 4-40Hz. Frequências abaixo de 4 Hz podem ser provenientes de ruídos da movimentação dos cabos e acima de 40 Hz podem apresentar harmônicas da rede elétrica. Utilizou-se um ganho de 2 k (SCHEEREN et al., 2010).

3.12 Dinamometria Isocinética

Os dados de torque articular do ombro foram coletados utilizando-se um dinamômetro isocinético Biodex 3 PRO (Biodex Medical Systems, NY, USA) a uma taxa de 2000 Hz.

Todos os sinais analógicos foram transformados e transmitidos a um computador através de uma placa A/D e sistema Dataq (Dataq Instruments Inc., Akron, EUA) para a aquisição de dados. Todos os sinais (EMG, MMG e T) foram digitalizados com uma frequência de 2000 Hz por canal através da placa analógico-digital Dataq modelo DI-720.

3.13 Coleta e Análise dos Sinais

No início do protocolo, preparou-se o *setup* de EMG e MMG nos moldes citados, e posicionou-se o indivíduo no dinamômetro. A ordem dos lados (dominante ou não dominante) a serem coletadas deu-se de modo aleatório, sendo selecionada através de sorteio. Os sinais EMG, MMG e de T foram coletados sisincronicamente durante o protocolo de coleta. Foram realizadas 3 CVMs de RE e RI de ombro respectivamente. O sujeito foi orientado a realizar as CVMs de maneira mais rápida possível sem tensionamento prévio.

Após a coleta dos sinais EMG, MMG e T e filtragem dos sinais, iniciou-se a análise dos sinais. De modo a identificar o início das atividades EMG e MMG, foram utilizados limiares de 3 dp sobre o sinal de repouso, deste modo obtendo o *onset* EMG e MMG. Os limiares de 3 dp acima do sinal de repouso foram adotados por serem os limiares mais comuns na bibliografia analisada e não envolverem análise visual dos sinais (ESPOSITO; LIMONTA; CÈ, 2011). Para identificação do *onset* do torque utilizamos o ponto onde o torque atingiu 2% do torque máximo (SODA et al., 2010).

A análise dos sinais foi realizada por meio de rotinas desenvolvidas no software MatLab, de modo a identificar os seguintes variáveis: o início do sinal EMG, MMG e Torque,

a Taxa de Produção de Torque (TPT) e o Pico de Torque (PT). A TPT foi calculada do seguinte modo: $100\%T(T \text{ Max}) - 2\%T(\text{Onset T})/\text{tempo no } 100\%T - \text{tempo no Onset do T}$ (2%). O PT foi considerado como o ponto de maior produção de T imediatamente após a contração muscular.

Para avaliar a relação RL/RM apenas dividiu-se o valor do pico de torque de RL pelo pico de torque de RL.

De modo a facilitar as comparações e as possíveis influências de diferentes fatores, realizamos duas análises diferentes. Primeiramente reunimos ambos os ombros dos sujeitos saudáveis e os agrupamos; e ambos os ombros dos sujeitos com instabilidade e os agrupamos em outro grupo. Em uma segunda análise comparamos os ombros estáveis, instáveis e contralateral ao instável, ou seja, três grupos diferentes. Deste modo, a primeira análise compara os **sujeitos** com ombros saudáveis aos sujeitos com ombros instáveis (ambos os ombros) e a segunda compara apenas os **ombros**.

3.14 Análise Estatística

Para a análise estatística dos dados foi realizada a análise de distribuição dos mesmos, com a aplicação do teste de Shapiro-Wilk. Confirmada a normalidade dos mesmos, foram calculados médias, desvios e erros padrão, a fim de descrevê-los. A homogeneidade das variâncias foi verificada com o teste de Levene. A comparação foi realizada em dois modelos: quando a análise foi entre os grupos ombro comprometido e ombro saudável, foi aplicado um teste t de Student para amostras independentes. Quando a comparação foi realizada entre os grupos ombro comprometido, ombro contralateral ao comprometido e ombro saudável, foi aplicada uma ANOVA de um fator. Post-hoc de Tukey foi utilizado para localizar as diferenças específicas. Tamanho do efeito foi calculado com o teste de Cohen e com a estatística η^2 . Os cálculos foram realizados no SPSS, v.17.0 para alfa < 0,05.

4 RESULTADOS

Os resultados (intervalos de tempo, TPT e PT) serão apresentados sob forma de gráficos de barras para facilitar a comparação entre os grupos. Para facilitar a análise das figuras, os gráficos de PT e TPT apresentam os valores de desvios padrão, já nos gráficos de atrasos (intervalo de tempo entre eventos) apresentam-se os erros padrão.

4.1 Grupo Saudável x Grupo Instável

Realizou-se a comparação entre os ombros dos sujeitos com ombros saudáveis e sujeitos com ombros patológicos. Deste modo, agrupamos ambos os ombros dos sujeitos saudáveis em um grupo (Grupo Saudável) e ambos os ombros dos sujeitos com presença de patologia em um dos ombros em outro grupo (Grupo Instável).

Pico de Torque (PT)

A Figura 17 a seguir representa os PT de RM e RL nos grupos Saudável e Instável. Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos, sendo o pico de torque maior na RM do que na RL ($F(1)=75,056$; $p < 0,001$; $\eta^2 = 0,540$; poder = 1,0).

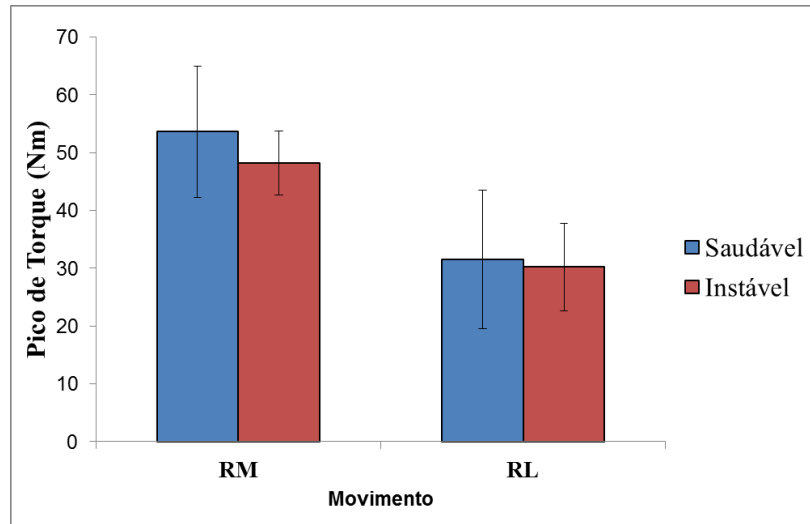


Figura 17 – Médias±DP Pico de Torque de RM (n=16) e RL (n=18) nos grupos Saudável e Instável.

As relações RL/RM nos grupos Saudável e Patológico ficaram em 58% e 62%, respectivamente.

Taxa de Produção de Torque (TPT)

A Figura 18 representa a TPT de RM e RL nos grupos Saudável e Instável. Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos Saudável e Instável nas RM ou RL. A TPT de RM é maior do que a TPT de RL em ambos os grupos ($F(1)=13,360$; $p = 0,001$; $\eta^2 = 0,175$; poder = 0,949).

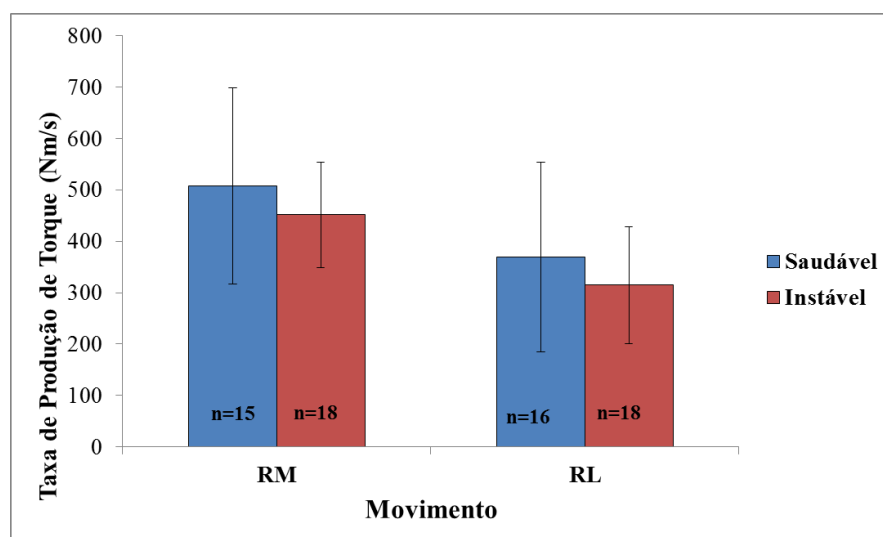


Figura 18 – Médias±DP do Taxa de Produção de Torque na RM e RL nos grupos Saudável e Instável.

Limiars Temporais – Grupo Saudável X Grupo Instável

Esta seção descreve os tempos e ordem dos limiars de início dos sinais EMG, MMG e Torque para a análise comparativa entre os grupos usando ambos os ombros. Valores de n em cada gráfico é informado sobre a respectiva coluna.

REM, EMG-MMG e MMG-T do Músculo Infraespinal na RL

O comportamento dos dados dos limiars durante a RL é demonstrada na Figura 19. Não foram encontradas diferenças significativas entre os dois grupos em nenhum dos retardos. REM ($T(32)=1,051$; $p=0,768$; tamanho de efeito=0,78), MMG-T ($T(32)=1,560$; $p=0,221$; tamanho de efeito=0,31) e EMG-MMG ($T(32)=2,538$; $p=0,121$; tamanho de efeito=1,81).

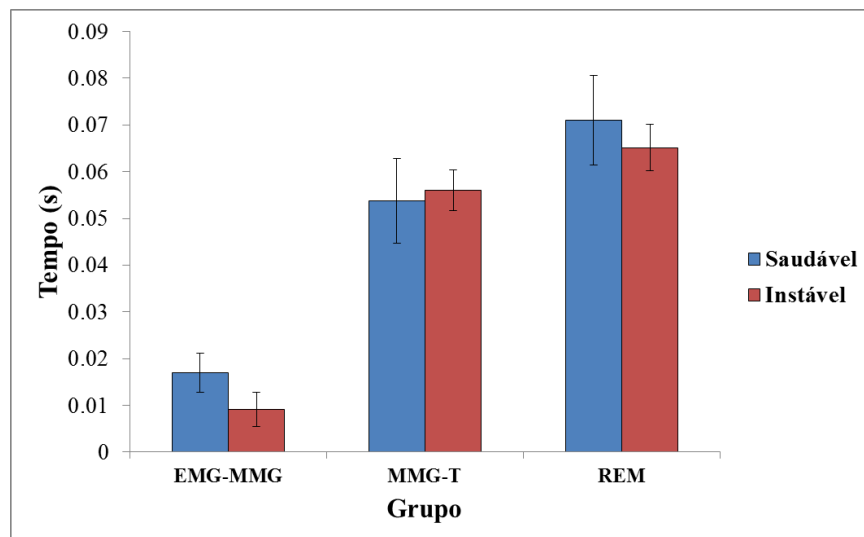


Figura 19 – Médias±EP do EMG-MMG, MMG-T e REM nos grupos Saudável e Instável.

REM do Peitoral Maior na RM

A Figura 20 representa o REM do Peitoral Maior, ou seja, a diferença de tempo entre o início do EMG do Peitoral Maior e o início do Torque de RM. Não foram encontradas diferenças significativas entre os dois grupos ($T(32)=0,436$; $p=0,666$; tamanho de efeito=0,07).

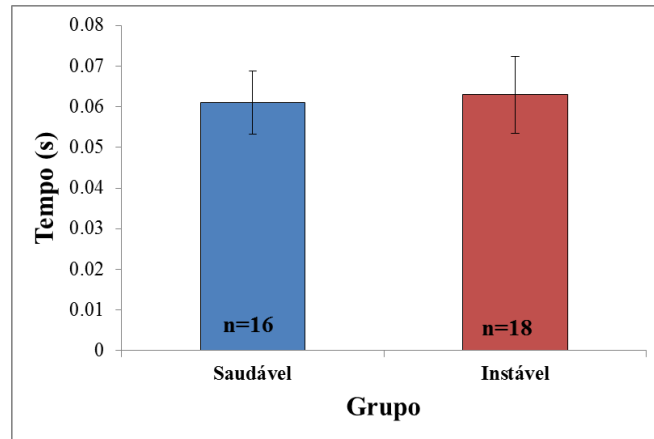


Figura 20 – Médias±EP do REM do m. Peitoral Maior nos grupos Saudável e Instável.

EMGpei-EMGinfra na RM

A seguir apresentamos as médias e erros padrão do retardo entre a atividade EMG do peitoral maior e a atividade EMG do infraespinhal durante a rotação medial. A Figura 20 demonstra a média e os erros padrão para o EMGpei-EMGinfra. Não foram encontradas diferenças significativas entre os dois grupos ($T(26)=0,207$; $p=0,837$; tamanho de efeito=0,04).

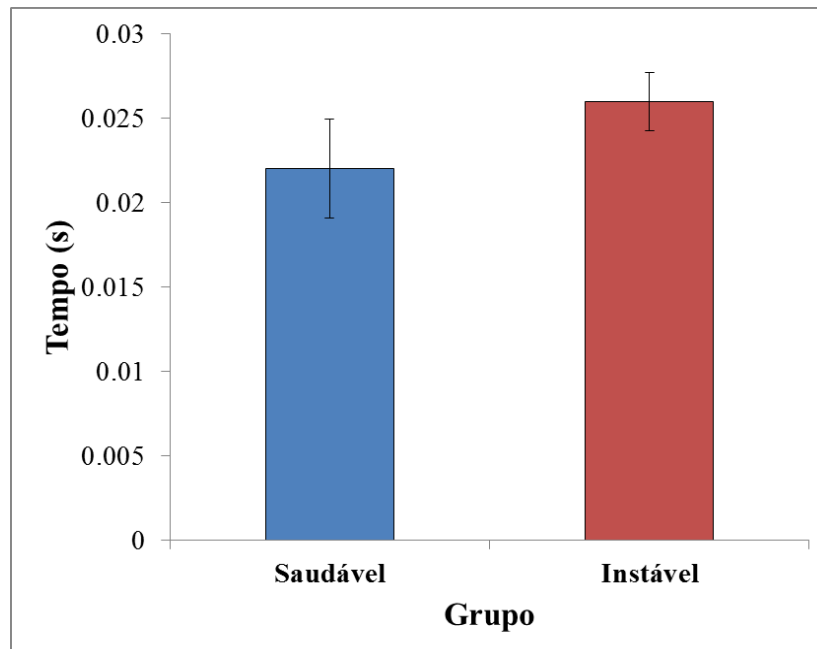


Figura 21 – Médias±EP do Tempo decorrido entre o EMG do Peitoral ao EMG do Infraespinhal durante a RM nos grupos Saudável e Instável.

4.2 Ombro Saudável X Ombro Instável X Ombro Contralateral ao Instável

Nos resultados a seguir, dividimos os dados em três grupos. Um grupo apenas com ombros saudáveis, outro com ombros patológicos e um terceiro com os ombros contralaterais ao ombro patológico. O ombro contralateral ao instável foi analisado pois se o ombro patológico apresentasse propriedades mecânicas diferentes aos ombros saudáveis, isto poderia ser decorrente de alterações bilaterais não relacionadas à instabilidade.

Pico de Torque

A Figura 22 demonstra as médias e DP dos picos de torque nos grupos Saudáveis (em azul), Instável (em vermelho) e Contralateral ao instável (em verde). Este esquema de cores será mantido nos gráficos seguintes. Não foram demonstradas diferenças entre os grupos em nenhum dos movimentos ($F(2, 23) = 3,088$; $p = 0,064$; $\eta^2 = 0,2$) para RL e ($F(2, 22) = 0,582$; $p = 0,567$; $\eta^2 = 0,04$) para RM.

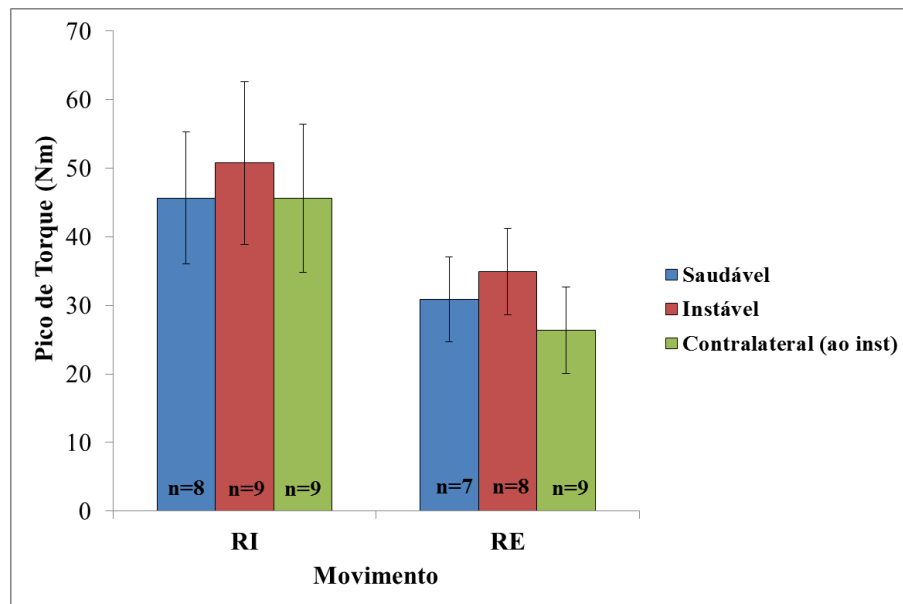


Figura 22 – Médias e DP do Pico de Torque nos Grupos Saudável, Instável e Contralateral ao Instável nas RM e RL.

As relações de torque de RM/RL ficaram em 67%, 68% e 57% para os grupos Saudável, Instável e Contralateral ao Instável respectivamente

Taxa de Produção de Torque

Na Figura 23 são comparados os valores médios e desvios padrão para as TPT de RM e RL do ombro. Não encontramos diferenças significativas na TPT de RM ($F(2, 22) = 1,351$; $p = 0,279$; $\eta^2 = 0,1$). Na RL observamos diferenças significantes entre o grupo Contralateral ao Instável e os grupos Saudável ($p=0,034$) e Instável ($p=0,044$), ($F(2, 21) = 4,726$; $p = 0,02$; $\eta^2 = 0,30$).

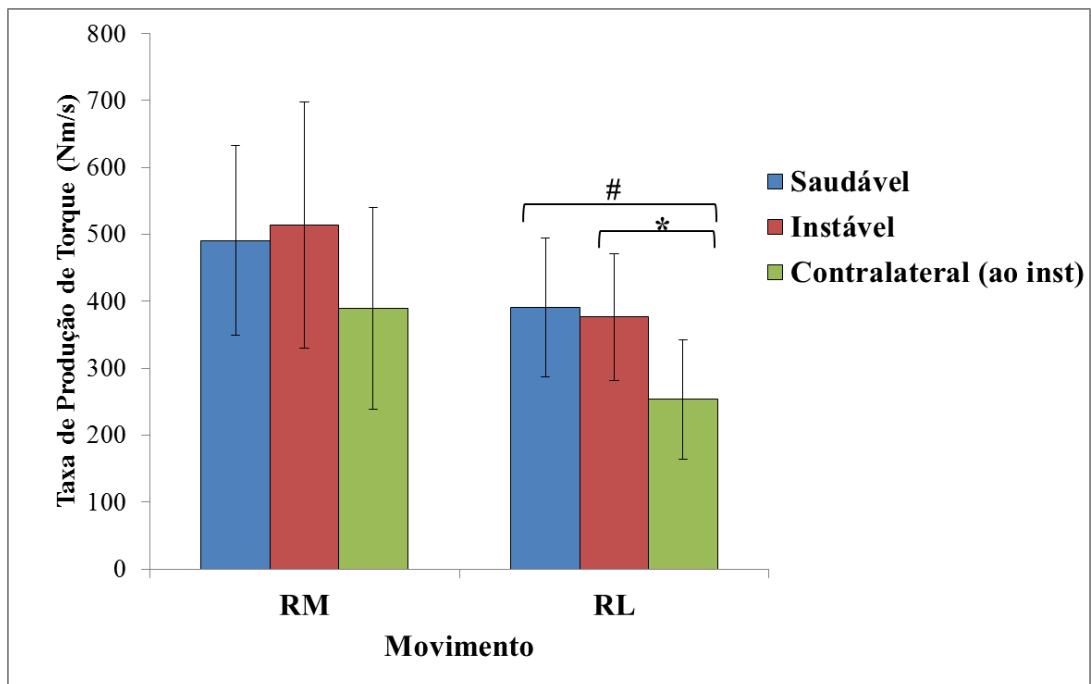


Figura 23 - Médias e DP das Taxas de Produção de Torque de RM e RL nos grupos Saudável, Instável e Contralateral ao Instável (# $p=0,034$ e * $=0,044$).

REM, EMG-MMG e MMG-T do Músculo Infraespinal na RL

A Figura 24 a seguir representa as médias e erros padrão dos retardos entre eventos comparando-se os retardos entre os grupos. Foram encontrados diferenças significativas no REM entre os grupos Saudável e Instável ($p=0,047$) e entre os grupos Saudável e Contralateral ao Instável ($p=0,05$), ($F(2, 21) = 4,016$; $p = 0,033$; $\eta^2 = 0,26$). Nos retardos EMG-MMG ($F(2, 21) = 0,301$; $p = 0,743$; $\eta^2 = 0,02$) e MMG-T ($F(2, 21) = 1,322$; $p = 0,287$; $\eta^2 = 0,1$) não foram encontradas diferenças significativas.

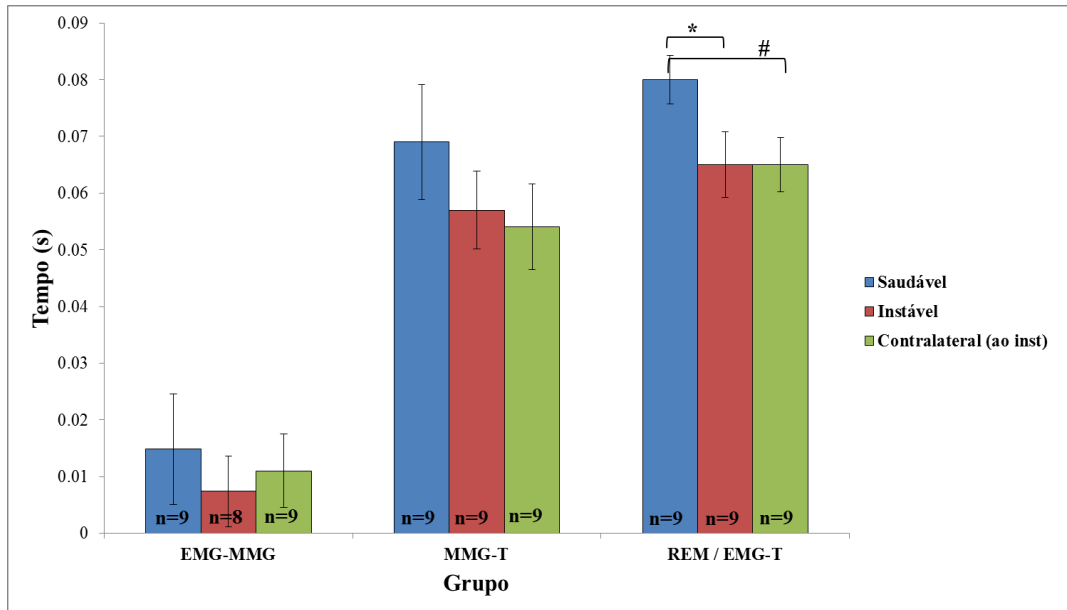


Figura 24 – Médias±EP do EMG-MMG, MMG-T e REM nos grupos Saudável, Instável e Contralateral ao Instável (#=0,047 e *=0,05).

REM do Peitoral Maior

A Figura 25 representa o retardo entre a atividade EMG do Peitoral Maior e o torque de rotação medial, ou seja, o REM do Peitoral Maior. Utilizamos uma ANOVA para comparar os 3 grupos. Não foram encontradas diferenças significativas entre os três grupos ($F(2, 21) = 2,152$; $p = 0,141$; $\eta^2 = 0,16$).

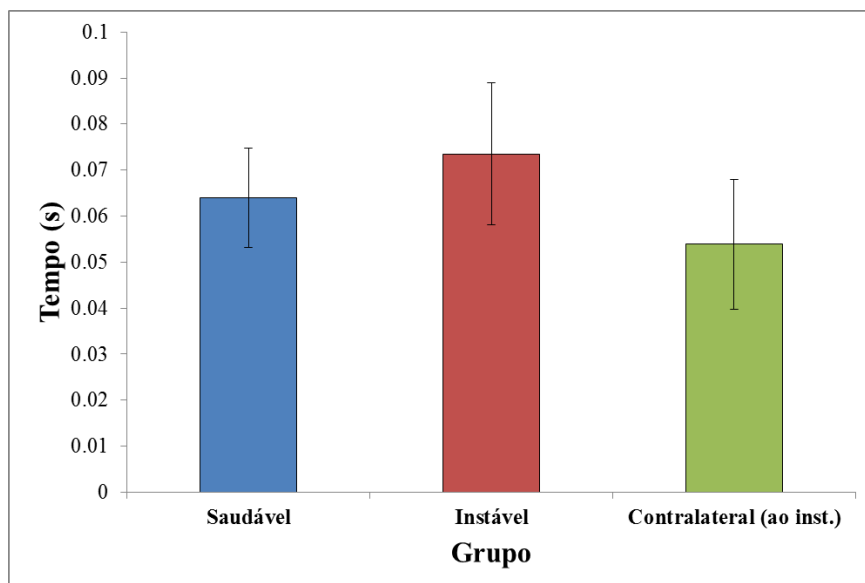


Figura 25 – Médias±EP do REM do m. Peitoral Maior nos grupos Saudável, Instável e Contralateral ao Instável.

EMG_{pei}-EMG_{infra}

A Figura 26 apresenta as média±EP dos retardos entre o início da atividade EMG do Peitoral Maior e o início da atividade EMG (estabilizadora) do Infraespinhal. Utilizamos uma ANOVA para comparar os 3 grupos. Não foram encontradas diferenças significativas entre os três grupos ($F(2, 17) = 1,164$; $p = 0,335$; $\eta^2 = 0,11$).

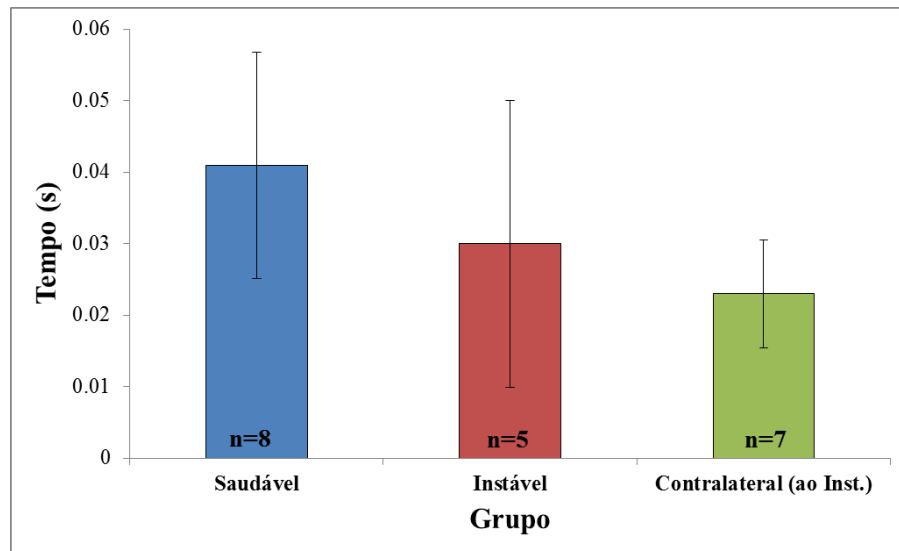


Figura 26 – Médias±EP do Retardo entre o EMG_{pei} a o EMG_{infra}.

5 DISCUSSÃO

O escopo deste trabalho foi avaliar alguns dos parâmetros biomecânicos da musculatura do manguito rotador em sujeitos com ombros saudáveis e sujeitos com ombros instáveis. Alterações nas relações de torque são comumente citadas (ELENBECKER; DAVIES; ROWINSKI, 1988; SACCOL et al., 2010) como fatores geradores ou associados a lesões articulares, tanto no ombro como em outras articulações, porém a avaliação temporal dos eventos, como o Retardo Eletromecânico, não são descritas com clareza, pelo que sabemos, na articulação do ombro, especialmente no manguito rotador.

Entre os principais resultados do estudo, observou-se que o Retardo Eletromecânico do grupo saudável é maior do que dos grupos patológico e contralateral ao patológico e, quando analisados apenas ambos os ombros dos sujeitos com instabilidade e dos sujeitos com ombros saudáveis observamos maiores Taxa Produção de Torque na RM quando comparada a RE.

Quando comparados os grupos saudável, patológico e contralateral, os dados de Pico de Torque e Taxa de Produção de Torque de RM e RL não demonstraram ser diferentes em nenhum dos grupos, refutando as hipóteses 1 e 2 do presente estudo (PT e TPT de RL e RM maiores nos sujeitos saudáveis). Observou-se que o Pico de Torque e a Taxa de Produção de Torque são maiores na RM, quando comparada a RL (em todos os grupos). A literatura relata que a relação ideal entre torque isométrico de RL/RM é de 66 e 75% no modo concêntrico (SACCOL et al., 2010), ou seja, os rotadores externos normalmente apresentam aproximadamente 2/3 a 3/4 da capacidade de geração de torque dos RM. Entretanto, os músculos rotadores externos do manguito rotador geralmente atuam de modo excêntrico durante atividades *overhead*, desacelerando o movimento de rotação medial do ombro ao final do movimento (ELENBECKER; DAVIES; ROWINSKI, 1988). Logo, a relação ideal de equilíbrio seria a do torque concêntrico de RM versus o torque excêntrico de RL em uma mesma velocidade. Saccol et al. (2010) relatam que a relação referida (RL excêntrica vs. RM

concêntrica) em estudos prévios fica de 1,08 a 1,17, ou seja, os rotadores externos são fortes o suficiente para suplantar o torque de RM gerado durante o gesto esportivo. No presente estudo analisou-se apenas o torque isométrico explosivo de RM e RL, e este apresentou relações de 67% para o grupo Saudável e 69% para o grupo Patológico. Como este estudo não utilizou o torque máximo, mas sim o torque explosivo, comparações com estudos prévios ficam comprometidas. Cabe lembrar que estas relações podem ser alteradas pela posição articular, que por sua vez, pode alterar o comprimento muscular dos agonistas de RL e RM (TOLEDO et al., 2008). Portanto, nossos resultados concordam, na medida do possível, com os resultados de estudos prévios a respeito dos torques articulares de RM e RL.

Nas Figuras 19 e 24 (pág. 57 e 61) observa-se o tempo entre os sinais EMG e MMG do músculo infraespinhal durante a RE. Não foram encontradas diferenças entre os grupos, confirmando a hipótese 3 do presente estudo (mesmo atraso entre EMG-MMG nos dois grupos). Com base nos erros padrão, pode-se assumir que há grande heterogeneidade dos dados. Tal dispersão dos dados pode ter ocorrido, devido à situação de, em alguns sujeitos, o *onset* MMG ter precedido o *onset* EMG durante a RL. Fica evidente que a movimentação do acelerômetro de MMG sobre o músculo infraespinhal não decorre, apenas, da ativação deste músculo. Deste modo, o *onset* MMG precoce pode ser decorrência da movimentação da escápula devido à contração de outro(s) músculo(s). Tal movimento poderia ser devido a um Ajuste Postural Antecipatório ou Ajuste Sinérgico Antecipatório (KLOUS; MIKULIC; LATASH, 2011). De modo a proporcionar um ponto de ancoragem fixa para a produção de tensão no infraespinhal, os músculos periescapulares necessitariam evitar que o ângulo inferior da escápula se deslocasse lateralmente (rotação superior) devido à tração realizada pelo infraespinhal, função que poderia ser realizada pelos romboides. Outra possível explicação seria a movimentação de outros rotadores externos do ombro, como o deltoide posterior e redondo menor, podendo levar a movimentação do acelerômetro. Como estes músculos não foram monitorados, não se pode afirmar qual a real causa para o registro da MMG pelo acelerômetro de modo prévio a EMG em alguns sujeitos.

Esposito, Limonta e Ce (2010) encontraram diferenças nos atrasos EMG-MMG nas situações pré e pós alongamento, com maiores valores para a situação pós alongamento. Os autores referem que tal diferença poderia ser decorrente de possíveis atrasos nos processos de excitação-contração muscular, servindo como um índice de movimento do sarcômero antes do tensionamento dos componentes elásticos em série. Este estudo foi realizado no tríceps sural sob contração eletricamente estimulada (nervo), o que facilita a análise dos dados. No caso do

infraespinhal o estímulo do nervo, pelo que sabemos, não é possível, fazendo com que tais eventos (EMG-MMG) sejam de difícil mensuração a nível de manguito rotador.

Do modo semelhante ao *onset* EMG-MMG, o atraso entre o *onset* do sinal Mecanomiográfico e o *onset* do sinal de Torque não apresentou diferença entre os grupos, refutando a hipótese 4 (MMG-T maior em sujeitos com instabilidade). Tendo em vista que o intervalo de tempo entre MMG e T é parte predominante do REM, e sabendo-se que o REM foi diferente entre os grupos (discutido a frente), espera-se que o MMG-T e o REM tenham comportamentos semelhantes. Apesar de não encontrarmos diferenças no MMG-T entre os grupos, quando observamos a Figura 24 (pág. 61) nota-se uma tendência a maiores valores no grupo Saudável, que quando somada tendência de maiores valores no EMG-MMG, leva a diferença estatística observada no REM entre grupos.

As hipóteses 5 e 6 era de que o REM seria maior em indivíduos com instabilidades do ombro do que em sujeitos com ombros saudáveis, porém observou-se que o REM do infraespinhal apresenta maiores valores para o grupo Saudável. Deste modo, além de refutarmos a hipótese 6, observamos um resultado inverso. Os resultados deste estudo sugerem que ombros instáveis apresentam uma transferência mais rápida da tensão muscular ao sistema articular. Tendo em vista que a instabilidade articular geralmente decorre do excesso de movimento intra-articular de deslizamento póstero-anterior, acreditava-se que a tensão gerada pelo infraespinhal transladaria a cabeça umeral primeiro e depois geraria rotação umeral com consequente produção de torque, o que aumentaria o REM. Porém, com um REM menor nos ombros patológicos, denota-se uma geração e transferência da tensão muscular mais rápida à articulação. O REM é utilizado em geral para avaliar a contribuição dos Componentes Elásticos em Série da unidade músculo-tendão, apesar de que este parâmetro também está relacionado aos processos de excitação-contracção (GROSSET et al., 2005). Este comportamento poderia demonstrar uma adaptação crônica do sistema musculoesquelético à instabilidade articular objetivando aumentar a estabilidade articular ativa (via estabilização muscular). Com uma maior rigidez dos componentes elásticos em série, a tensão muscular é transferida mais prontamente ao osso e, desse modo, otimizando o processo de estabilização muscular.

Em estudo realizado em ombros de cadáveres humanos frescos (menos de 24 horas após a morte), Srinivasan et al. (2007) mensuraram os percentuais dos tipos de fibra na musculatura do ombro. O autor reporta a seguinte proporção: 29% de fibras Glicolíticas

Rápidas, 23% de fibras Glicolíticas Oxidativas e 48% de fibras Oxidativas Lentas, ou seja, um percentual praticamente igual de fibras do tipo I e II. Para elucidar a possível alteração nos tipos de fibra de ombros saudáveis e patológicos, ombros patológicos deveriam ter seus percentuais de fibra calculados para possibilitar possíveis comparações.

Uma das possíveis maneiras de diminuir o REM poderia ser decorrente de uma alteração do tipo de fibra da musculatura do manguito rotador em decorrência da necessidade aumentada de uma estabilização dinâmica mais rápida. Grosset et al. (2009), como discutido na revisão de literatura, realizaram treinamento pliométrico de membros inferiores e mensuraram o REM dos plantiflexores. Os autores observaram o aumento do REM em decorrência do treinamento, estando este relacionado a diminuição da rigidez musculotendínea. A rigidez dos Componentes Elásticos em Série (CES) pode ser avaliada pelo método de *quick-release* (SASAKI; ISHII, 2005) e está associada ao tipo de fibra muscular, quando maior rigidez está relacionada a fibras do tipo I e menor rigidez dos CES pode indicar maior percentual de fibras do tipo II (GROSSET et al., 2009). Portanto, seguindo esse raciocínio, a diminuição do REM no grupo instável indicaria um aumento do percentual de fibras do tipo I.

Lindfor et al. (2006) reportam aumento do REM e diminuição no tempo de reação nos eversores do tornozelo associado ao treinamento. Este comportamento poderia ocorrer de modo semelhante em ombros instáveis, onde a instabilidade poderia mimetizar os efeitos de um treinamento. Em nosso estudo não avaliamos o tempo de reação nos movimentos do ombro, apenas o REM. Myers e Lephard (2000) em revisão a respeito do sistema sensoriomotor de ombros instáveis, relatam que existe um déficit proprioceptivo associado a patologias que afetam a estrutura capsulo-ligamentar do ombro, como as instabilidades. Portanto, ombros instáveis podem apresentar menores valores para o REM, porém com um tempo de reação maior, o que poderia atrasar sua resposta aos estímulos mecânicos do ombro.

Por outro lado, sabe-se que lesões articulares podem gerar a atrofia da musculatura circunvizinha. Wang e Pessin (2013) descrevem a atrofia de fibras musculares do tipo I relacionadas a lesões. Se a atrofia das fibras do tipo I ocorresse, teria-se um aumento do percentual de fibras do tipo II no músculo. Tendo em vista que os torques foram semelhantes entre os grupos, acreditamos que a adaptação das fibras musculares e não a atrofia das fibras do tipo I, seja uma opção mais plausível para explicar tais fenômenos. Porém, como estas mensurações por meio do método de *quick-release* são indiretas e apenas estimam o

percentual do tipo de fibras, uma avaliação histológica (biópsia muscular) seria necessária para confirmar a possível adaptação funcional muscular. Logo, acreditamos que estudos que avaliem o tipo de fibra muscular do manguito rotador em ombros saudáveis e patológicos se fazem necessários para o entendimento mais completo dos fenômenos fisiológicos no segmento músculo-tendão-osso-articulação.

O m. infraespinhal atua na articulação do ombro desacelerando a RM do ombro, ou seja, atua excentricamente (YILDIZ et al., 2006; SACCOL et al., 2010). O treinamento por exercícios excêntricos tem o potencial de aumentar a rigidez dos CES, aumentando a força necessária para produzir mudanças de comprimento na unidade músculo-tendínea (PULL; RANSON, 2007). Portanto, outra possível explicação para o menor valor de REM nos grupos patológicos é de que, em decorrência da baixa estabilidade estática, a demanda por contrações dinâmicas excêntricas aumenta e esta, por sua vez, acaba por estimular uma resposta de aumento da rigidez dos CES.

O fato de que ambos os ombros dos sujeitos com instabilidades (grupos Patológico e Contralateral ao Patológico) terem valores de REM semelhantes, pode indicar que as alterações biomecânicas são de caráter neural. A instabilidade crônica em um dos ombros poderia acarretar uma espécie de *cross-transfer* ou *cross-education* (GABRIEL; KAMEN; FROST, 2006) na musculatura do ombro contralateral. Outra possibilidade é que o padrão de ativação muscular dos sujeitos com instabilidade já fosse alterado previamente à instalação da lesão. Deste modo, a instabilidade poderia ser decorrente de uma biomecânica alterada do ombro no que se refere ao padrão de ativação da musculatura durante atividades *overhead*. Alguns sujeitos com síndrome do impacto secundário (subacromial) do ombro podem apresentar padrão de atividade muscular diferente do que sujeitos com ombros saudáveis (DIEDERICHSEN et al., 2009), enquanto que Santos, Belangero e Almeida (2007) não encontraram diferenças nos padrões de ativação durante abdução de ombros instáveis.

O fato dos resultados deste estudo serem diferentes dos resultados de Mora, Quinteiro-Blondin e Pérot (2003), por exemplo, que encontraram alterações no REM do tornozelo relacionado à instabilidade, pode ser decorrência do método de avaliação muscular. Este estudo utilizou contrações voluntárias dos rotadores externos e no estudo supracitado a estimulação elétrica da musculatura avaliada foi realizada, o que facilita a identificação do *onset* muscular, pois a contração muscular é sincrônica.

Em estudo recente, publicado após a coleta dos dados desta dissertação, Stackhouse et al. (2013) obtiveram sucesso no cálculo da inibição muscular do infraespinal em sujeitos com dor subacromial estimulada por uma injeção salina. Para calcular a inibição muscular é necessária a estimulação elétrica do músculo em repouso e com interpolação a uma contração voluntária máxima. Não se encontraram estudos prévios que utilizassem a estimulação elétrica para cálculo da inibição muscular do manguito rotador. Logo, em futuros estudos, o protocolo de Stackhouse et al. (2013) poderia ser utilizado para calcular as variáveis mecânicas do manguito rotador sob estímulo elétrico, deste modo, facilitando a análise dos dados.

No que se refere ao REM do Peitoral Maior e ao tempo entre o *onset* EMG do Peitoral Maior e Infraespinal não encontramos diferenças entre os grupos, ou seja, nossos resultados indicam que não existem alterações nas propriedades mecânicas do Peitoral Maior e de que não há alteração no tempo entre a ativação reflexa do m. Infraespinal em resposta a rotação medial. Deste modo, as hipóteses 6 (aumento do REM do peitoral maior em sujeitos com instabilidade) e 7 do presente estudo (aumento do EMG_{pei}-EMG_{infra} em sujeitos com instabilidade) foram refutadas.

Este estudo apresentou algumas limitações importantes. Uma limitação é a de que a instabilidade articular foi diagnosticada por meio de exame físico e por meio de testes especiais, o que denota um viés subjetivo na caracterização dos grupos como “saudáveis” ou “Instáveis”, sendo que um exame de imagem ou exame clínico no qual um pesquisador cego ao estudo estivesse envolvido poderiam ser melhores alternativas. Outro fator limitante é o fato de se assumir que os músculos avaliados foram os geradores dos torques articulares. Deste modo, incorremos no erro de presumir que o torque de RE é gerado pelo infraespinal quando ele pode estar sendo gerado por outro grupo muscular, por exemplo, o que afetaria o cálculo dos atrasos/retardos.

6 CONCLUSÃO

Ombros com instabilidade articular apresentam alterações no comportamento mecânico dos músculos do manguito rotador. O Retardo Eletromecânico apresenta-se diminuído neste grupo, sendo essa resposta uma provável adaptação crônica do sistema musculotendíneo a instabilidade articular. Este estudo demonstra tais alterações mecânicas, mas não pode esclarecer com exatidão suas causas e as possíveis adaptações morfológicas ocasionadas. Estudos futuros focados na descrição e mensuração das possíveis adaptações morfológicas e mecânicas precisam ser realizados para melhorar o entendimento da patofisiologia das instabilidades glenoumerais adquiridas.

REFERÊNCIAS

- AUGÉ, W.K.; MORRISON, D.S. Assessment of the infraspinatus spinal stretch reflex in the normal, athletic, and multidirectionally unstable shoulder. **The American Journal of Sports Medicine**, v.28, n.2, p.206-213, 2000.
- BUI-MANSFIELD, L.; TAYLOR, D.C.; UHORCHAK, J.M.; TENUTA, J.J. Humeral avulsions of the glenohumeral ligament: Imaging features and a review of the literature. **American Journal of Radiology**, v.179, p.649-655, 2002.
- CLELAND, J. **Netter exame clínico ortopédico: uma abordagem baseada em evidências**. 1. Ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.
- CLISBY, E.F. et. al. Relative contribution of the infraspinatus and deltoid during external rotation in patients with symptomatic subacromial impingement. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v.17, n.1S, p.87S-92S, 2008.
- COLVILE, J.M.; MARKMAN, S.B. Competitive Water Polo-Upper Extremity Injuries. **Clinics in Sports Medicine**, v.18, n.2, p.305-312, 1999.
- CRISWELL, E. **Cram's Introduction to Surface Electromyography**. 2 ed. Jones and Bartlett Publishers, 2011.
- DESBROSSES, K.; BABAUT, N.; SCAGLIONI, G.; MEYER, J.P.; POUSSON, M. Neural activation after maximal isometric contractions at different muscle lengths. **Medicine & Science in Sports and Exercise**, v.35, p.937-944, 2006.
- DIEDERICHEN, L.; KROGSGAARD, M.; VOIGT, M.; DYHRE-POULSEN, P. Shoulder Reflexes. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.12, p.183-191, 2002.
- ELLENBECKER, T.; DAVIES, G.J.; ROWINSKI, M.J. Concentric versus eccentric isokinetic strengthening of the rotator cuff. **American Journal of Sports Medicine**, v.16, p.64-69, 1988.
- ESCAMILLA, R.F.; ANDREWS, J.R. Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. **Sports Medicine**, v.39, n.7, p.569-590, 2009.
- ESPOSITO, F.; LIMONTA, E.; CÈ, E. Passive stretching effects on electromechanical delay and time course of recovery in human skeletal muscle: new insights from electromyography and mechanomyographic combined approach. **European Journal of Applied Physiology**, v.111, n.3, p.485-495, 2011.
- GABRIEL, D.A.; KAMEN, G.; FROST, G. Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. **Sports Medicine**, v.36, n.2, p.133-149, 2006.
- GOLDSTEIN, B. Shoulder Anatomy and Biomechanics. **Physical Medicine Rehabilitation Clinics of North America**, v.15, p.313-349, 2004.
- GROSSET, J.F.; MORA, I.; LAMBERTZ, D.; PEROT, C. Age-related changes in twitch properties of plantar flexor muscles in prepubertal children. **Pediatrics Research**, v.58, p.966-970, 2005.

GROSSET, F.J.; LAPOLE, T.; MORA, I.; VERHAEGHE, M.; DOUTRELLOT, P.L.; PÉROT, C. Follow-up of ankle stiffness and electromechanical delay in immobilized children: Three cases studies. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.20, p.642-647, 2010.

GROSSET, J.F.; PISCIONE, J.; LAMBERTZ, D.; PEROT, C. Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. **European Journal of Applied Physiology**, v.105, p.131-139, 2009.

HESS, S.A.; RICHARDSON, C.A.; DARNELL, R.; FRIIS, P.; LISLE, D.; MYERS, P. Timing of rotator cuff activation during shoulder external rotation in throwers with and without symptoms of pain. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.35, n. 12, p.812-820, 2005.

HOPKINS, T.J.; BROWN, T.N.; CHRISTENSEN, L.; PALMIERI-SMITH, R. Deficits in peroneal latency and electromechanical delay in patients with functional ankle instability. **Journal of Orthopedic Research**, v.27, p.1541-1546, 2009.

HOWATSON, G.; GLAISTER, M.; BROUNER, J.; VAN SOMEREN, K.A. The reliability of electromechanical delay and torque during isometric and concentric isokinetic contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.19, p.975-979, 2009.

HUG, F.; GALLOT, T.; CATHELINE, S.; NORDEZ, A. Electromechanical delay in biceps brachii assessed by ultra-fast ultrasonography. **Muscle & Nerve**, v.43, p.441-443, 2011.

HUROV, J. Anatomy and Mechanics of the Shoulder: Review of Current Concepts. **Journal of Hand Therapy**, v.22, n.4, p.328-343, 2009.

JOHNSON, V.L.; HALAKI, M.; GINNK. A. The use of surface electrodes to record infraspinatus activity is not valid at low infraspinatus activation levels. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.21, p.112-118, 2011.

KANEKO, F.; ONARI, K.; KAWAGUCHI, K.; TSUKISAKA, K.; ROY, S.H. Electromechanical delay after ACL reconstruction: An innovative method for investigating central and peripheral contributions. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 32, n.4 p.158-165, 2002.

KLOUS, M.; MIKULIC, P.; LATASH, M.M. Two aspects of feedforward postural control: anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments. **J Neurophysiol**. v.105, p.2275–2288, 2011

LABRIOLA, J.E. et al., Stability and instability of the glenohumeral joint: The role of the shoulder muscles. **Journal of Shoulder Elbow Surgery**, v.14, n.1s, 2005.

LATIMER, H.A. et al., Shoulder reaction time and muscle-firing patterns in response to an anterior translation force. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v.7, n.6, p.610-615, 1998.

LINDFOR, C.W. et al., Effects of neuromuscular training on reaction time and electromechanical delay of peroneus longus muscle. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v.87, p.395-401, 2006.

LIPPIT, S.B. et al., Glenohumeral stability from concavity-compression: A quantitative analysis. **Journal of Shoulder Elbow Surgery**, v.2, n.1, p.27-35, 1993.

LUGO, R.; KUNG, P.; M.A, C.B. Shoulder Biomechanics. **European Journal of Radiology**, v.68, p.16-24, 2008.

MAGLISCHO, E.W. **Swimming Fastest**. Ed. Human Kinetics, Estados Unidos da América, 2003.

MCFARLAND, E. **Examination of the Shoulder: The Complete Guide**, Thieme Medical Publishers, Estados Unidos da América, 2006.

MERLETTI, R. Standards for Reporting EMG data. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.9, p.3-4, 1999.

MINSHULL, C.; GLEESON, N.; WALTERS-EDWARDS, M.; ESTON, R.; REES, D. Effects of acute fatigue on the volitional and magnetically-evoked electromechanical delay of the knee flexors in males and females. **European Journal of Applied Physiology**. v.100, p.469-478, 2007.

MOORE, B.D.; DROUIN, J.; GANSNEDER, B.M.; SHULTZ, S.J. Differential effects of fatigue on reflex response timing and amplitude in males and females. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 12, p.351-360, 2002.

MORA, I.; QUINTEIRO-BLONDIN, S.; PÉROT, C. Electromechanical assessment of ankle stability. **European Journal of Applied Physiology**, v.88, p.558-564, 2003.

MURAOKA, T.; MURAMATSU, T.; FUKUNAGA, T.; KANEHISA, H. Influence of tendon slack on electromechanical delay in the medial gastrocnemius in vivo. **Journal of Applied Physiology**. v.96, p.540-544, 2004.

MYERS, J.B.; LEPHART, S.M. The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. **Journal of Athletic Training**. v.35, p.351-363, 2006.

MYERS, J.B.; WASSINGER, C.A.; LEPHARD, S.M. Sensorimotor contribution to shoulder stability: Effect of injury and rehabilitation. **Manual Therapy**, v.11, p.197-201, 2006.

PINK, M.M.; TIBONE, J.E. The painful shoulder in the swimming athlete. **Orthopedic Clinics of North America**, v.31, n.2, p.247-261, 2000.

POLLOCK, R.G.; WANG, V.M.; BUCCHIERI, J.S. Effects of repetitive subfailure str the mechanical behavior of the inferior glenohumeral ligament. **Journal of Should Elbow Surgery**. v.9, p.427-35, 2000.

PULL, M.R.; RANSON, C. Eccentric muscle actions: Implications for injury prevention and rehabilitation. **Physical Therapy in Sports**. v.8, p.88-97, 2007.

REINOLD, M.M. et al., The Effect of Neuromuscular Electrical Stimulation of the Infraspinatus on Shoulder External Rotation Force Production After Rotator Cuff Repair Surgery. **American Journal of Sports Medicine**, v.36, n.12, p.2317-21, 2008.

SACCOL, M.F.; GRACITELLI, G.C.; DA SILVA, R.T.; LAURINO, C.F.S.; FLEURY, A.M.; ANDRADE, M.S.; DA SILVA, A.C. Shoulder functional ratio in elite junior tennis players. **Physical Therapy in Sports**, v.11, p.8-11, 2010.

- SANTOS, M.J.; BELANGERO, W.D.; ALMEIDA, G.L. The effect of joint instability on latency and recruitment order of the shoulder muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.17, p.167-175, 2007.
- SASAKI, K.; ISHII, N. Shortening velocity of human triceps surae muscle measured with the slack test in vivo. **Journal of Physiology**, v.15, p.1047-56, 2005.
- SCHEEREN, E.M.; KRUEGER-BECK, E.; NOGUEIRA-NETO, G.; NOHAMA, P.; BUTTON, V.L.S.N. Wrist Movement Characterization by Mechanomyography Technique. **Journal of Medical and Biological Engineering**, v.30, p.373-380, 2010.
- SCHMIED, A.; MORIN, D.; VEDEL, J.P.; PAGNI, S. The "size principle" and synaptic effectiveness of muscle afferent projections to human extensor carpi radialis motoneurons during wrist extension. **Experimental Brain Research**, v. 113, p.214-229, 1997.
- STACKHOUSE, S.K.; EISENNAGEL, A.; EISENNAGEL, J.; LENKER, H.; SWEITZER, B.A.; MCCLURE, P.W. Experimental pain inhibits infraspinatus activation during isometric external rotation. **Journal of Shoulder Elbow Surgery**, v.22, p.478-84, 2013.
- SRINIVASAN, R.C.; LUNGREN, M.P.; LANGENDERFER, J.E.; HUGHES, R.E. Fiber type composition and maximum shortening velocity of muscles crossing the human shoulder. **Clinical Anatomy**, v.20, p.144-149, 2007
- STANEK, J.M.; MCLODA, T.A.; MCCAW, S.; LAUDNER, K. The effect of external support on electromechanical delay of the peroneus longus muscle. **Electromyography and Clinical Neurophysiology**, v.46, p.349-354, 2006.
- STEENBRINK, F. Glenohumeral stability in simulated rotator cuff tears. **Journal of Biomechanics**, v.42, p. 1740-1745, 2009.
- STEINBECK, F. et al., The anatomy of glenohumeral ligamentous complex and its contribution to anterior shoulder stability. **Journal of Shoulder Elbow Surgery**, v.7, n.2, 1998.
- SODA, P.; MAZOLENI, S.; CAVALLO, G.; GUGLIRLMELLI, E.; IANNELLO, G. Human movement onset detection from isometric force and torque measurements: A supervised pattern recognition approach. **Artificial intelligence in Medicine**, v. 50, p.55-61, 2010.
- TOLEDO, J.M.; KRUG, R.C.; CASTRO, M.P.; RIBEIRO, D.C.; LOSS, J.F. Torque and force production during shoulder external rotation: differences between transverse and sagittal planes. **Journal of Applied Biomechanics**, v.24, p.51-57, 2008.
- MCCLUSKEY, G.M.; GETZ, B.A. Pathophysiology of Anterior Shoulder Instability. **Journal of Athletic Training**, v.35, n.3, p.268-272, 2000.
- VAZ, M.A.; HERZOG, W.; ZHANG, Y.; LEONARD, T.R.; NGUYEN, H. Mechanism of electrically elicited muscle vibrations in the situ cat soleus muscle. **Muscle & Nerve**, v.19, p.774-776, 1996.
- VAZ, M.A.; HERZOG, W.A. mecanomiografia como técnica não-invasiva para o estudo da função muscular. **Revista Movimento**, n. 10, p.15-20, 1999.
- VEEGER, H.E.J.; VAN DER HELM, F.C.T. Shoulder Function: The Perfect compromise between mobility and stability. **Journal of Biomechanics**, v.40, n.10, p.2119-2129, 2007.

VINT, P.F.; MCLEAN, S.P.; HARRON, G.M. Electromechanical delay in isometric actions initiated from nonresting levels. **Medicine & Science in Sports & Medicine**, v.33, n.6, p.978-983, 2001.

WALLACE, D.A. et al., Reflex muscle contraction in anterior shoulder instability. **Journal of Elbow and Shoulder Surgery**, v.6, n.2, p.150-155, 1997.

WANG, V.M.; FLATOW, E.L. Pathomechanics of acquired shoulder instability: A basic science perspective. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**. V.14, p.1s-10s, 2005.

WANG, Y; PESSIN, J.E. Mechanisms for fiber-type specificity of skeletal muscle atrophy. **Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care**. v.16, p.243-250, 2013.

WEBER, M.J.; MORRIS, M.E.; GALNA, B. Shoulder pain in water polo: A systematic review of the literature. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v.12, p.3-11, 2009.

YAVUZ, U.; ŞENDEMİR-ÜRKMEZ, A.; TÝRKER, K.S. Effect of gender, age, fatigue and contraction level on electromechanical delay. **Clinical Neurophysiology**, v. 121, p.1700-1706, 2010.

YILDIZ, Y.; AYDIN, T.; SEKIR, U.; KIRALP, M.Z.; HAZNECI, B.; KALYON, T.A. Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v.16, p.174–180, 2006.

Anexo I

Termo de consentimento livre e esclarecido

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
LABORATÓRIO DE PESQUISA DO EXERCÍCIO**

Título do Projeto: Retardo eletromecânico do músculo infraespinhal nas instabilidades do ombro.

Objetivo do Estudo: o objetivo geral deste estudo é identificar as possíveis diferenças no comportamento da musculatura do ombro em sujeitos com instabilidade e sem instabilidade.

Pesquisadores: Markus Von Kossel e Flávio Antônio de Souza Castro

Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE) e Sumário Informativo

Prezado colaborador.

Este termo é parte de um processo de consentimento livre e informado. Ele deve lhe dar uma ideia geral do que se trata o projeto. Se quiser mais detalhes a respeito do projeto ou sobre algo mencionado neste termo, sinta-se à vontade em questionar os pesquisadores. Por favor, leia-o atentamente, a fim de que você entenda por completo o objetivo e seu envolvimento neste projeto. O pesquisador tem o direito de encerrar sua participação no estudo, assim como você pode retirar-se do estudo a qualquer momento.

A seguir, seguem-se algumas informações a respeito do estudo:

A manutenção da estabilidade do ombro é em grande parte fornecida pela musculatura que envolve esta articulação. Esta musculatura precisa responder rapidamente aos movimentos do ombro para que estabilize o ombro em tempo hábil. O estudo que você está sendo convidado a participar tem por objetivo, medir o tempo de resposta da musculatura do ombro nos sujeitos com instabilidades articulares e com articulações estáveis.

Sabendo se existem alterações nestas respostas dos músculos, podemos atuar de modo preventivo, treinando tais músculos a responder de maneira mais pronta, assim como tratar as pessoas que apresentam queixas ou dores decorrentes da instabilidade articular.

Serão anotados seus dados pessoais como: nome, telefone, endereço, estatura idade e peso.

O protocolo de coleta consiste da mensuração da força explosiva (o mais rápido possível) de dois movimentos do ombro, a mensuração da atividade elétrica de dois músculos

e a mensuração da vibração muscular. A mensuração da força será realizada durante a contração voluntária e durante uma estimulação elétrica do músculo.

As medidas serão realizadas através das técnicas de eletromiografia e mecanomiografia que consistem de pequenos sensores colados sobre a pele que recobre o músculo infraespinhal (parte de trás do ombro). Serão medidas a atividade elétrica do seu músculo (eletromiografia) e a vibração do músculo (mecanomiografia) durante uma contração rápida do ombro. A força realizada no ombro será medida pela dinamometria isométrica, que consiste de um equipamento que mensura a quantidade e a velocidade que a força é produzida. Todos os sensores são aplicados na superfície da pele não trazendo nenhum desconforto ao participante do estudo. O processo completo de coleta dos dados dura em torno de uma hora, onde ambos os ombros serão avaliados.

Riscos e Benefícios: Participando deste estudo, apesar de não obter nenhum benefício direto, você nos ajudará entender o comportamento da musculatura do ombro e seu possível envolvimento na ocorrência das lesões desta articulação. O estudo traz riscos muito baixos a integridade física dos sujeitos, pois as contrações musculares realizadas serão muito breves (aproximadamente 1 segundo). Podemos citar como possíveis riscos; dor leve no ombro, vermelhidão na pele sob os eletrodos e desconforto decorrente das estimulações elétricas do músculo.

Acompanhamento e ressarcimento: Todos os testes serão realizados por profissionais qualificados. O serviço de emergência e profissionais treinados estão disponíveis em caso de qualquer eventualidade. Qualquer despesa eventual necessária para sua participação no estudo será ressarcida pelos pesquisadores, assim como em caso de dano pessoal a indenização está garantida.

Confidencialidade: Será garantida a privacidade dos seus dados pessoais. Os dados obtidos no estudo serão divulgados por meio de artigos científicos, porém, em nenhum momento serão divulgados seu nome ou imagens.

A sua assinatura indica que você entendeu a informação relativa a sua participação e que você concorda em participar. Este consentimento não lhe faz renunciar a nenhum de seus direitos legais, e nem libera os pesquisadores de suas obrigações e responsabilidades pessoais e profissionais. Em caso de dúvida entrar em contato com os pesquisadores Markus Von Kossel (51-96683670) ou Flávio de Souza Castro (51-81223439). Este termo foi elaborado em duas vias. Uma das vias ficará em seu poder e a outra com os pesquisadores.

Este estudo passou pela aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, cujos telefones são (51) 3308-3738 e (51) 3308-3629.

Nome e assinatura do pesquisador

Nome e assinatura do colaborador

Data: ___/___/___