

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS  
DO MOVIMENTO HUMANO

**EQUILÍBRIO DE FORÇA MUSCULAR E RETARDO ELETROMECÂNICO  
NA ARTICULAÇÃO DO OMBRO ENTRE ATLETAS DE DIFERENTES  
MODALIDADES ESPORTIVAS**

Dissertação de Mestrado

**Felipe Minozzo**

Porto Alegre

2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS  
DO MOVIMENTO HUMANO

EQUILÍBRIO DE FORÇA MUSCULAR E RETARDO ELETROMECAÂNICO  
NA ARTICULAÇÃO DO OMBRO ENTRE ATLETAS DE DIFERENTES  
MODALIDADES ESPORTIVAS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do grau acadêmico de Mestre em Ciências do Movimento Humano

Aluno: Felipe Minozzo

Orientador: Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

Porto Alegre

2017

### CIP - Catalogação na Publicação

Minozzo, Felipe  
EQUILÍBRIO DE FORÇA MUSCULAR E RETARDO  
ELETROMECÂNICO NA ARTICULAÇÃO DO OMBRO ENTRE  
ATLETAS DE DIFERENTES MODALIDADES ESPORTIVAS /  
Felipe Minozzo. -- 2017.  
76 f.

Orientador: Ronei Silveira Pinto.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do  
Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa  
de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano,  
Porto Alegre, BR-RS, 2017.

1. Retardo Eletromecânico. 2. Equilíbrio muscular.  
3. Razões isocinéticas. 4. Pico de torque. I.  
Silveira Pinto, Ronei, orient. II. Título.

**EQUILÍBRIO DE FORÇA MUSCULAR E RETARDO ELETROMECÂNICO  
NA ARTICULAÇÃO DO OMBRO ENTRE ATLETAS DE DIFERENTES  
MODALIDADES ESPORTIVAS**

**Banca avaliadora**

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Cláudia Silveira Lima (UFRGS)

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Cíntia Ehlers Botton (HCPA)

Prof. Dr. Bruno Manfredini Baroni (UFCSPA)

Prof. Dr. Eduardo Lusa Cadore (UFRGS)

Aluno: Felipe Minozzo

Orientador: Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

Conceito:

## DEDICATÓRIA E AGRADECIMENTO

Primeiramente, dedico este trabalho à minha Dinda, a qual foi fundamental para que eu tivesse condições de concluir minha graduação e seguir meus estudos na pós-graduação. Não seria possível descrever por palavras a gratidão que tenho por esta pessoa.

Agradeço a todos os membros, sem exceção, do GPTF (Grupo de Pesquisa em Treinamento de Força) do qual faço parte desde 2011, sendo muito bem acolhido. Fazer parte deste grupo me trouxe experiências muito relevantes, auxiliando no meu processo de amadurecimento profissional e pessoal. Todos vocês são muito importantes para mim. Gostaria de fazer um agradecimento especial a dois colegas que desempenharam papel fundamental nesta pesquisa: a) Rafael, por ter sido de extrema importância para a coleta de dados do estudo; b) Pedro, por sua fundamental contribuição no tratamento e análise dos dados.

Agradeço a todos os funcionários do LAPEX, em especial a Marli, a Dani, ao Tissot e ao Luciano, que colaboram para que nossos estudos aconteçam da melhor forma possível.

Finalmente, agradeço a meu orientador Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto, por me auxiliar com muita atenção e prontidão, sempre incentivando a estudar e seguir na carreira acadêmica.

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar o equilíbrio de força muscular e o tempo de retardo eletromecânico na articulação do ombro entre atletas de diferentes modalidades esportivas, os quais utilizam predominantemente rotações internas e externas de ombro durante as suas práticas esportivas. Fizeram parte do estudo 41 sujeitos do sexo masculino, sendo 15 atletas profissionais de Voleibol ( $24,07 \pm 5,13$  anos;  $91,60 \pm 11,67$  kg;  $198,47 \pm 5,90$  cm), 14 atletas profissionais de Judô ( $26,64 \pm 7,30$  anos;  $87,36 \pm 15,20$  kg;  $178,07 \pm 6,90$  cm) e 12 atletas universitários de Handebol ( $23,17 \pm 4,70$  anos;  $84,75 \pm 13,50$  kg;  $182,08 \pm 6,20$  cm). Para a mensuração de força máxima, de diferença contralateral (i.e. lados direito vs. esquerdo) e para o cálculo das razões entre rotação interna e externa de ombro, os participantes realizaram testes de dinamometria isocinética em condições isométricas e isocinéticas. Durante os testes isométricos foi realizada a coleta do sinal eletromiográfico dos músculos peitoral maior e infraespinal, o que possibilitou o cálculo do retardo eletromecânico. Os resultados demonstram que atletas de Judô possuem força isométrica de rotação interna de ombro significativamente ( $p < 0,01$ ) maior quando comparados com atletas de Voleibol e de Handebol. Atletas de Judô apresentam valores de razão agonista/antagonista isométrica de membro direito significativamente ( $p < 0,03$ ) inferiores aos grupos Voleibol e Handebol, bem como significativamente ( $p < 0,01$ ) inferiores ao grupo Voleibol em relação ao membro esquerdo. O tempo de retardo eletromecânico apresentou diferenças entre os grupos somente na rotação externa, em que o grupo Voleibol apresentou valores do membro direito significativamente ( $p < 0,01$ ) mais curtos quando comparados com o grupo Handebol e valores de membro esquerdo significativamente ( $p < 0,01$ ) mais curtos quando comparados com os grupos Handebol e Judô. Picos de torque isocinéticos apresentaram diferença somente para rotação interna de membro direito, em que o grupo Judô apresentou valores significativamente ( $p < 0,001$ ) maiores quando comparados com o grupo Voleibol. Já para membro esquerdo, detectou-se diferença significativa ( $p < 0,01$ ) no ângulo de pico de torque de rotação interna de membro esquerdo entre o grupo Judô e Handebol. Os resultados do estudo permitem concluir que a prática de cada modalidade esportiva avaliada neste estudo promoveu adaptação dos músculos do ombro, de acordo com a demanda da modalidade esportiva. Assim, atletas de Judô necessitam realizar reforço dos músculos rotadores externos do ombro, tanto concêntrica quanto

excentricamente, visto o desequilíbrio muscular causado pela especificidade da modalidade. Por outro lado, atletas de Voleibol apresentam satisfatório equilíbrio muscular na articulação do ombro por conta de altos níveis de força excêntrica de rotação externa exigidos na prática deste esporte; além disso, os curtos períodos de tempo de retardo eletromecânico apresentados por estes atletas reforçam a constatação de equilíbrio desta articulação. Atletas de Handebol apresentam satisfatório equilíbrio muscular na articulação do ombro, entretanto apresentam valores altos de retardo eletromecânico, sendo indicado que estes atletas realizem reforço de rotação externa de ombro, sobretudo em velocidade elevada, com o objetivo de diminuir o tempo necessário para ativar estes grupos musculares.

**Palavras-chave:** retardo eletromecânico, equilíbrio muscular, rotação interna de ombro, rotação externa de ombro, diferença contralateral.

## ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate and compare the muscular balance and the electromechanical delay time of the shoulder joint between athletes of different sports modalities who use predominantly internal and external rotations of the shoulder. The study consisted of a total of 41 male subjects, of whom 15 were professional Volleyball players ( $n = 15$ ,  $24.07 \pm 5.13$  years,  $91.60 \pm 11.67$  kg,  $198.47 \pm 5.90$  cm), 14 professional Judo athletes ( $26.64 \pm 7.30$  years,  $87.36 \pm 15.20$  kg,  $178.07 \pm 6.90$  cm) and 12 university Handball athletes ( $23.17 \pm 4.70$  years,  $84.75 \pm 13.50$  kg,  $182.08 \pm 6.20$  cm). To evaluate peak torque, upper limb side-to-side asymmetry and for the calculation of conventional and functional ratios, all subjects performed isokinetic dynamometry tests under isometric and dynamic conditions. During the isometric tests, the electromyographic signal was collected from the pectoralis major and infraspinal muscles, which allowed the calculation of the electromechanical delay. The results demonstrate that Judo athletes have internal shoulder rotation isometric strength significantly ( $p < 0.01$ ) higher when compared to Volleyball and Handball athletes. Judo athletes presented isometric agonist/antagonist ratio of right limb significantly ( $p < 0.03$ ) lower than the Volleyball and Handball groups, as well as significantly ( $p < 0.01$ ) lower than the Volleyball group in relation to the left limb. The electromechanical delay time presented differences between the groups only in the external shoulder rotation, which the Volleyball group presented significantly lower values of right limb ( $p < 0.01$ ) when compared to the Handball group and left limb times significantly ( $p < 0.01$ ) shorter when compared with the Handball and Judo groups. Dynamic peak torque presented difference only for internal shoulder rotation of the right limb, which the Judo group presented values significantly ( $p < 0.001$ ) higher when compared to the Volleyball group. For the left upper limb, a significant difference ( $p < 0.01$ ) was detected in the peak torque angle of internal shoulder rotation between the Judo and Handball groups. The results of the study allow to considering that the practice of each evaluated sports modalities adapts the shoulder of its athletes in different ways. Judo athletes need to perform external shoulder rotation muscular strengthening, both in concentric and eccentric modes due to muscle imbalance caused by the specificity of the modality. Volleyball athletes have reasonable muscle balance in the shoulder joint due to the high levels of eccentric strength of external rotation, in addition the short time periods of electromechanical delay presented by these athletes reinforce even more the

balance of this joint. Handball athletes have reasonable muscle balance in the shoulder joint; however, they presented high values of electromechanical delay, so it is indicated that these athletes need to perform muscular strengthening of external rotation of the shoulder in order to reduce the time required to activate these muscles.

**Key-words:** electromechanical delay, muscle balance, internal shoulder rotation, external shoulder rotations, side-to-side asymmetry.

## Sumário

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>17</b>
<b>2 OBJETIVO</b> .....	<b>21</b>
2.1 Objetivos específicos .....	21
2.2. Problema de pesquisa .....	21
<b>3 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>22</b>
3.1. Instabilidade na articulação glenoumeral.....	22
3.2. Manguito rotador e articulação glenoumeral.....	26
3.3. Razões Isocinéticas .....	28
3.4. Tempo de ativação muscular.....	30
3.5. Retardo eletromecânico.....	30
3.6 Adaptações a diferentes modalidades esportivas.....	33
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>35</b>
4.1. Definição operacional das variáveis .....	35
4.1.1. Variável independente.....	35
4.1.2. Variáveis dependentes.....	35
4.1.3. Variáveis de caracterização da amostra .....	35
4.2. Delineamento da pesquisa .....	36
4.3. População.....	36
4.4. Amostra .....	36
4.4.1. Cálculo Amostral .....	37
4.4.2. Critérios de Inclusão.....	37
4.4.3. Critérios de exclusão.....	37
4.4.4. Desenho experimental .....	38
<b>5 AVALIAÇÕES</b> .....	<b>39</b>
5.1. Composição Corporal .....	39
5.2. Dinamometria isocinética.....	39
5.2.1. Contração isométrica voluntária máxima (CIVM) .....	40
5.2.2. Testes isocinéticos .....	41
5.3. Coleta do Sinal EMG .....	41

5.3.1. Tratamento do Sinal .....	42
5.3.2. Retardo eletromecânico .....	42
5.5. Análise estatística .....	43
<b>6 RESULTADOS.....</b>	<b>43</b>
6.1. Caracterização da amostra.....	43
6.2. Testes Isométricos.....	44
6.2.1. Pico de torque isométrico.....	44
6.2.2. Razão Isométrica .....	45
6.2.3. Retardo eletromecânico .....	46
6.3. Testes Isocinéticos .....	47
6.3.1. Membro direito .....	47
6.3.2. Membro Esquerdo.....	48
6.3.3. Razões Isocinéticas .....	49
<b>7 DISCUSSÃO .....</b>	<b>50</b>
<b>8 CONCLUSÃO .....</b>	<b>58</b>
<b>9 APLICAÇÕES PRÁTICAS.....</b>	<b>59</b>
<b>10 LIMITAÇÕES DO ESTUDO .....</b>	<b>59</b>
<b>11 REFERÊNCIAS.....</b>	<b>61</b>
<b>12 ANEXOS .....</b>	<b>71</b>

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1:</b> Tempo existente entre o início da ativação elétrica e o início do torque mensurável, também chamado como retardo eletromecânico.....	19
<b>Figura 2:</b> Visão anterior do lábio glenoidal .....	24
<b>Figura 3:</b> Imagem anterior dos ligamentos da articulação glenoumeral .....	25
<b>Figura 4:</b> Imagem anterior do manguito rotador .....	27
<b>Figura 5:</b> Exemplo de sinal eletromiográfico, curva de torque e sinal luminoso sincronizados durante uma contração isométrica voluntária máxima. A figura descreve como cada intervalo de tempo é determinado. A primeira linha pontilhada representa o estímulo luminoso, a segunda linha pontilhada representa o início da ativação muscular e a terceira linha pontilhada representa o início do torque mensurável.....	32
<b>Figura 6:</b> Ilustração da posição adotada para dinamometria isocinética .....	40
<b>Figura 7:</b> Pico de torque isométrico obtido em teste isométrico .....	45
<b>Figura 8:</b> Razões isocinéticas (unidades arbitrárias – u.a.; Média ± DP) calculadas para ambos os membros a partir de testes isocinéticos a 60°/s.....	50

## LISTA DE QUADROS

<b>Quadro 1:</b> Desenho experimental do estudo .....	39
---	----

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1.</b> Características físicas e antropométricas da amostra .....	44
<b>Tabela 2.</b> Razão calculada a partir de pico de torque isométrico .....	46
<b>Tabela 3.</b> Retardo Eletromecânico obtido a partir de testes isométricos .....	47
<b>Tabela 4.</b> Pico de torque em contração concêntrica e excêntrica e ângulo de pico de torque para membro direito .....	48
<b>Tabela 5.</b> Pico de torque em contração concêntrica e excêntrica e ângulo de pico de torque para membro esquerdo .....	49

## LISTA DE SIGLAS

AGU	Articulação glenoumeral
CIVM	Contração isométrica voluntária máxima
CON	Contração concêntrica
EMG	Sinal eletromiográfico
EXC	Contração excêntrica
MR	Manguito rotador
PT	Pico de torque
RC	Razão convencional
R <sub>iso</sub>	Razão isométrica
R <sub>iso</sub> MD	Razão isométrica de membro direito
R <sub>iso</sub> ME	Razão isométrica de membro esquerda
RE	Rotação externa
RE/RI	Rotadores externos/Rotadores interna
RE <sub>con</sub> /RI <sub>con</sub>	Concêntrico rotadores externos/Concêntrico rotadores internos
RE <sub>exc</sub> /RI <sub>con</sub>	Excêntrico rotadores externos/Concêntrico rotadores internos
RE <sub>iso</sub> /RI <sub>iso</sub>	Isométrico de Rotadores externos/Isométrico de rotadores internos
REM	Retardo eletromecânico
RF	Razão funcional
RI	Rotação interna
RMS	<i>Root mean square</i> (Raiz quadrada da média)
SD	Desvio Padrão
TPT	Taxa de produção de torque



## 1 INTRODUÇÃO

O complexo da articulação do ombro é formado pelas articulações glenoumeral (AGU), esternocostal e acromioclavicular (ACKLAND *et al.*, 2011). Considerando que a AGU é a articulação que apresenta maior mobilidade do corpo humano, realizando movimentos nos três graus de liberdade, além de atingir uma amplitude de movimento igual ou superior a 160° para rotações internas e externas, os ligamentos e os tendões envolvidos na movimentação e estabilização da articulação apresentam significativa frouxidão. A combinação entre frouxidão ligamentar e extremas amplitudes de movimento contribuem para a presença de significativas instabilidades nesta articulação (REMIA *et al.*, 2003).

Além de ser dependente da tensão gerada nos ligamentos e cápsula articular, a eficiência da estabilidade dinâmica na AGU é altamente dependente da ação dos tendões inseridos nesta, pois sua arquitetura óssea impõe moderado limite de movimento (SZPALA *et al.*, 2015). Visto a dependência da estabilidade da AGU à força de tendões, diversos autores demonstram através de diferentes experimentos que a força exercida pelos músculos responsáveis pelos movimentos de rotação interna e externa são imprescindíveis para a estabilidade articular no ombro (SZPALA *et al.*, 2015; REMIA *et al.*, 2003; VON EISENHART-ROTHER *et al.*, 2002; LEVINE & FLATOW, 2000; APRELAVA *et al.*, 1998; BIGLIANI *et al.*, 1996; ZARINS *et al.*, 1993; JEROSCH & CASTRO, 1990; FINSTERBUSH & POGRUND, 1982), ou seja, a função neuromuscular encontrada na articulação do ombro é fundamental para a sua estabilização. Devido ao fato da estabilização dinâmica da AGU ser altamente dependente da força gerada nos tendões das musculaturas de rotação interna e externa de ombro, esta articulação será investigada no presente estudo.

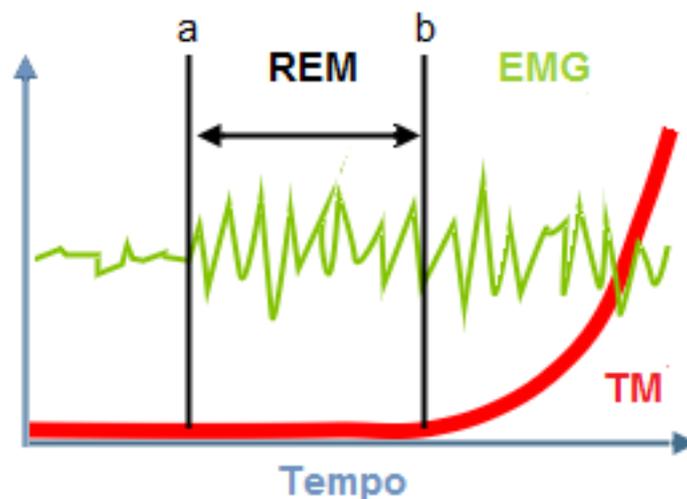
Tendo-se claro os conceitos descrito acima, tornou-se comum acessar o equilíbrio muscular na articulação do ombro com o intuito de verificar a sua estabilidade articular, além de prevenir lesões nesta articulação (SZPALA *et al.*, 2015; SZPALA *et al.*, 2014; REMIA *et al.*, 2003). O equilíbrio muscular geralmente é mensurado utilizando as razões isocinéticas, as quais são calculadas a partir de máxima produção de força (HANNAH *et al.*, 2014; ZEBIS *et al.*, 2011). Para o cálculo do equilíbrio muscular na articulação do ombro, a razão convencional (RC) é caracterizada como a divisão entre o pico de torque

(PT) de contração concêntrica (CON) dos rotadores externos (RE), e o PT CON de rotadores internos (RI). Por sua vez, a razão funcional (RF) caracteriza-se a partir da divisão entre o PT de contração excêntrica (EXC) de RE sobre o PT CON de RI (LIN *et al.*, 2009).

Embora o cálculo das razões tenha sido adotado em inúmeros estudos com o intuito de avaliar o equilíbrio do ombro, recentemente foi verificado que lesões na articulação do joelho ocorrem 50 milissegundos (ms) após o contato do pé com o solo (KROSSHAUG *et al.*, 2007). A partir de então tem sido proposto, na literatura, que a avaliação de equilíbrio muscular utilizando somente torque máximo não tem a capacidade de refletir o real equilíbrio entre grupos musculares em uma articulação, podendo ser mais adequada a avaliação do desempenho neuromuscular explosivo (DNE). O DNE caracteriza-se como a habilidade de produzir força muscular rapidamente, sendo esta quantificada como a força produzida em específicas faixas de tempo estabelecidas a partir do início da produção de força (HANNAH *et al.*, 2014; KROSSHAUG *et al.*, 2007). Constatando que a estabilidade de uma articulação, sobretudo em condições dinâmicas, depende da capacidade dos músculos antagonistas de produzir força rapidamente durante as fases iniciais de contração, para que seja capaz de frear o movimento realizado pelos músculos agonistas, diversos autores demonstram que o cálculo do retardo eletromecânico (REM) pode refletir mais fidedignamente o equilíbrio entre musculaturas agonistas e antagonistas (JORDAN *et al.*, 2015; HANNAH *et al.*, 2014; HANNAH *et al.*, 2013; ZEBIS *et al.*, 2011).

O REM é definido como o tempo existente entre o início do sinal eletromiográfico (EMG) e o início do torque mensurável (COSTA *et al.*, 2013; CAVANAGH & KOMI, 1979). Ao avaliarem o equilíbrio muscular a partir do DNE na articulação do joelho, Hannah e colaboradores (2013) concluíram que o REM de isquiotibiais é aproximadamente o dobro do que o REM de quadríceps. Esta descoberta demonstra a incapacidade dos isquiotibiais de gerar torque desde o início do movimento de extensão de joelho, sendo desta forma prejudicada a estabilidade articular durante as fases iniciais do movimento. Apesar da importância da produção de força desde o início da amplitude de movimento, para que uma articulação apresente ótimos mecanismos de estabilização dinâmica, a relação entre o tempo de REM encontrado nos músculos rotadores

internos e externos de ombro ainda não está, ao nosso conhecimento, documentada na literatura.



**Figura 1.** Tempo existente entre o início da ativação elétrica e o início do torque mensurável, também chamado como retardo eletromecânico.

REM: retardo eletromecânico; EMG: sinal eletromiográfico; TM: torque mensurável; a: início da ativação elétrica; b: início do torque mensurável

Em esportes de alto rendimento, atletas realizam altos volumes de treinamento, em que estes assimilam e executam repetidas vezes as técnicas e os movimentos utilizados por cada modalidade. O REM, por sua vez, é influenciado por fatores como dinâmica de propagação do potencial de ação, acoplamento excitação-contração, tamanho de secção transversal do músculo e nível de alongamento das estruturas elásticas componentes de um músculo (SZPALA *et al.*, 2014; CAVANAGH & KOMI, 1979). Alguns autores (KUBO *et al.*, 2004; ZHOU *et al.*, 1996) demonstram diferenças significativas no REM após treinamentos intensos. Vos e colaboradores (1991) apontam a importância do REM durante a prática de esportes em que as adaptações geradas possuem um importante papel na organização do movimento, devido à sua relação com tempo de reflexo. Sendo assim, a prática de modalidades esportivas em que se executem rotações internas de ombro em diferentes condições fazendo contato com uma bola em alta velocidade e grandes amplitudes de movimento (i.e.

Handebol e Voleibol, respectivamente) ou deslocando a massa corporal do adversário, produzindo elevados níveis de força e estresse articular (i.e. Judô) deve gerar diferentes adaptações em relação ao REM e, conseqüentemente, diferentes níveis de estabilidade na AGU.

A prática de diferentes esportes em alto rendimento gera assimetrias musculares (ZVIJAC *et al.*, 2014; SZPALA *et al.*, 2014; WINIARSKI *et al.*, 2013), sendo que alguns autores propõem que certos desequilíbrios de força muscular, gerados pela adaptação à prática em alto rendimento, são necessários para que o praticante incremente o seu desempenho desportivo (ZVIJAC *et al.*, 2014). Estes autores ainda discutem a existência de uma “faixa normal” ou aceitável de desequilíbrio, ocasionada pela prática desportiva, em que o atleta não apresenta risco de lesões providas propriamente do desequilíbrio de força muscular. Entretanto, outros autores (SZPALA *et al.*, 2014; WINIARSKI *et al.*, 2013) ressaltam um incremento no risco de lesões quanto maior é o desequilíbrio de força muscular. Sendo assim, sem a realização de treinamento complementar (reforço muscular) com o objetivo de corrigir os potenciais desequilíbrios de força, estes praticantes estariam em situação de risco de lesões, devido ao desequilíbrio.

Como citado anteriormente, a relação entre o REM dos músculos flexores e extensores de joelho já está bem documentada na literatura (HANNAH *et al.*, 2013), porém, ao nosso conhecimento, o mesmo não está ainda estabelecido na articulação do ombro. Além disso, não estão reportadas na literatura as adaptações no REM decorrentes da prática de diferentes modalidades esportivas, sobretudo as que utilizam prioritariamente as rotações internas de ombro. A utilização excessiva de rotações internas de ombro em determinados esportes, além de influenciar os fatores que alteram o tempo de REM, também parece promover significativa influência no equilíbrio muscular desta articulação, o que, dependendo do nível do desequilíbrio gerado, pode colocar seus praticantes em risco de lesões, comprometendo a saúde do praticante.

## **2 OBJETIVO**

O objetivo do presente estudo foi avaliar e comparar o equilíbrio de força muscular e o tempo de retardo eletromecânico encontrados na articulação do ombro entre atletas de Voleibol, Handebol e Judô.

### **2.1 Objetivos específicos**

- Avaliar e comparar o retardo eletromecânico de rotação interna e externa de ombro encontrado em atletas de Judô, Handebol e Voleibol;
- Avaliar e comparar a produção de pico de torque isocinético e isométrico entre atletas de Judô, Handebol e Voleibol;
- Avaliar e comparar razão de força entre músculos antagonistas (i.e. rotadores externos) e agonistas (i.e. rotadores internos) de ombro, calculada a partir de pico de torque isométrico (CIVM), entre atletas de Judô, Handebol e Voleibol;
- Avaliar e comparar razão de força entre músculos antagonistas (i.e. rotadores externos) em contração concêntrica e agonistas (i.e. rotadores internos) em contração concêntrica de ombro, calculada a partir de pico de torque isocinético, entre atletas de Judô, Handebol e Voleibol;
- Avaliar e comparar razão de força entre músculos antagonistas (i.e. rotadores externos) em contração excêntrica e agonistas (i.e. rotadores internos) em contração concêntrica de ombro, calculada a partir de pico de torque isocinético, entre atletas de Judô, Handebol e Voleibol;
- Avaliar e comparar o ângulo de PT durante os testes isocinéticos.

### **2.2. Problema de pesquisa**

A ênfase na utilização de movimentos de rotação interna na articulação do ombro nos esportes Judô, Handebol e Vôlei promove adaptações específicas no equilíbrio de força muscular e no tempo de retardo eletromecânico dos músculos desta articulação?

### 3 REVISÃO DE LITERATURA

#### 3.1. Instabilidade na articulação glenoumeral

A articulação glenoumeral possui forma esferóide ou glenóide. Fazem parte desta articulação os ligamentos articulares córaco-umeral, transverso do úmero e os ligamentos glenomeriais (superior, médio e inferior), além do lábio glenoidal e da cápsula articular. Em relação aos ossos presentes na articulação, tem-se o úmero, escápula e clavícula, bem como todos os tendões dos músculos envolvidos na articulação (ACKLAND *et al.*, 2011; WANG & FLATOW, 2005).

Devido à cavidade glenóide apresentar característica rasa, a cabeça do úmero é capaz de realizar diversos movimentos em diferentes planos:

- Plano sagital: flexão, extensão e hiperextensão;
- Plano frontal: abdução e adução;
- Plano transverso: rotação medial e rotação lateral, flexão horizontal, extensão horizontal;
- A combinação dos movimentos entre os três planos gera o movimento de circundução do ombro (HAMILL & KNUTZEN, 2008; LIPPERT, 2003).

A partir da grande liberdade da cabeça umeral, esta articulação atinge amplitudes de movimento de até 180°. Além disso, quanto maior a amplitude de movimento, maior será a instabilidade na articulação, sendo que o manguito rotador (MR) parece ser o grande responsável pela estabilidade articular em grandes amplitudes de movimento (ACKLAND *et al.*, 2011).

Devido à limitada profundidade da cavidade glenóide, a arquitetura óssea da AGU fornece moderada limitação (cavidade glenóide é incapaz de enclausurar completamente a cabeça umeral), tornando a estabilidade significativamente dependente da força muscular transmitida pelos tendões que se inserem na articulação. Sendo assim, uma articulação assintomática depende principalmente da ação sincronizada da chamada estabilização dinâmica.

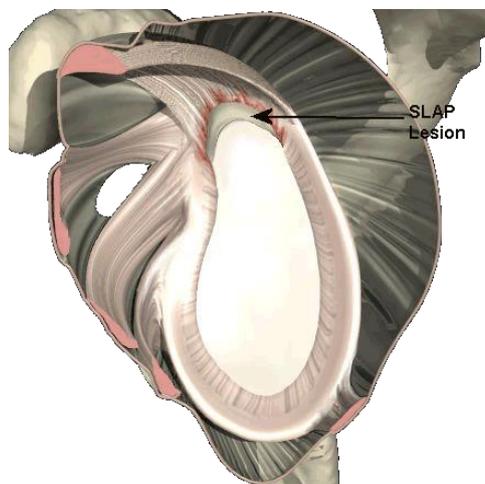
Instabilidades no ombro podem ser caracterizadas como qualquer condição na qual o equilíbrio entre as estruturas estabilizadoras encontra-se comprometido, resultando em translações da cabeça umeral, sub-luxações e luxações desta, acarretando no desenvolvimento de sintomas clínicos (LABRIOLA *et al.*, 2005; KAWKINS, *et al.*, 1996). A fonte de instabilidade geralmente é provinda de um único ou de diversos episódios de traumas

(impactos) e de frequente utilização em alta *performance*, os quais comprometem uma ou mais das estruturas estabilizadoras dinâmicas (ZARINS *et al.*, 1993; JEROSCH & CASTRO, 1990; FINSTERBUSH & POGRUND, 1982). Em esportes de alta *performance*, a cápsula articular e os ligamentos são gradualmente comprometidos devido ao excessivo alongamento destas estruturas. Os atletas que apresentam esta frouxidão são significativamente dependentes da força exercida pelo MR para gerar estabilidade durante movimentos de rotação (NEER, 1990). Corroborando com estes dados, Remia *et al.* (2003) aplicaram forças de alongamento excessivas nos tendões dos rotadores internos e externos da AGU, relatando um significativo incremento da instabilidade articular somente com o incremento no comprimento destes tendões, demonstrando que as estruturas fixas (cápsula articular, lábios glenóides e ligamentos) não são suficientes para manter a estabilidade articular.

Na articulação glenoumeral, existem dois tipos de estabilidade, os quais se diferenciam a partir das estruturas que fornecem tal estabilidade.

- a) Estabilidade estática: é a estabilidade articular gerada a partir da ação coletiva de tecidos fixos, como ligamentos capsulares, lábio glenoidal, pressão intra-articular, a própria cápsula articular, bem como a estrutura óssea (KASSEL, 2013; WANG & FLATOW, 2005; KRONBERG *et al.*, 1990). A estabilidade estática gerada pela estrutura óssea na articulação glenoumeral é bastante pequena, visto que quando comparadas, a cavidade glenoumeral possui uma superfície articular 2,5 vezes menor do que a cabeça do úmero, sendo incapaz de envolver completamente a cabeça umeral. Esta ausência de limitação óssea permite que esta articulação seja capaz de atingir 180° de amplitude em rotações internas e externas, exigindo que os ligamentos envolvidos na estabilização possuam grande capacidade de gerar tensão, bem como, de alongamento. Visto o tamanho reduzido da cavidade glenoidal, outra estrutura cartilaginosa de formato meniscóide chamada lábio glenoidal é responsável por aumentar a superfície de contato entre a cavidade e a cabeça umeral, incrementando de 10% a 20% a estabilidade estática do ombro (KASSEL, 2013; ENOKA, 2008; LIPPITT *et al.*, 1993). Além de aumentar a superfície de contato, o lábio glenoidal aumenta a restrição

mecânica em relação ao deslocamento do úmero, servindo também como superfície para ancoragem de ligamentos e da cápsula articular.

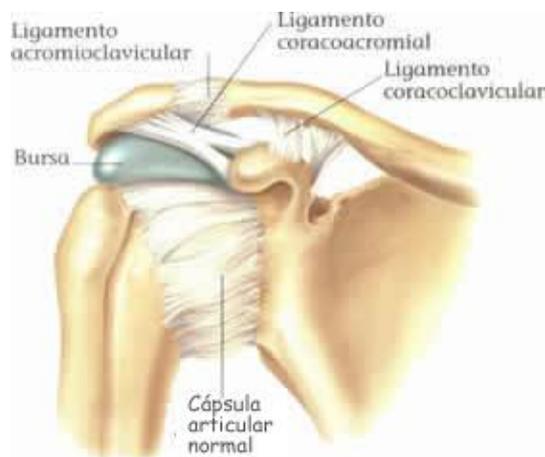


**Figura 2:** visão anterior do lábio glenoidal.

A cabeça do úmero e a superfície da cartilagem articular glenóide são responsáveis por sustentar o estresse fisiológico causado pelo impacto, além de que o líquido sinovial presente entre a superfície articular glenóide é responsável por amenizar o estresse causado pelo contato entre as estruturas (WANG & FLATOW, 2005). Em casos em que os movimentos analisados são rotação interna e externa de ombro, a cápsula ligamentar restringe de maneira passiva os dois movimentos, sendo mais efetiva durante as fases máximas de amplitude de movimento.

Ligamentos são feixes de tecidos fibrosos que possuem a função de manter a ligação entre as duas cabeças ósseas de uma articulação. Os ligamentos da AGU (ligamento córacoumeral, ligamento glenoumeral superior, médio e inferior) agem de maneira passiva, sendo solicitados apenas quando colocados sob tensão, suportando grandes quantidades de estresse mecânico provindos de movimentos os quais tendem a gerar a translação do úmero (KASSEL, 2013; WANG & FLATOW, 2005). Devido à grande amplitude de movimento da AGU, estes ligamentos necessitam de grande frouxidão, porém, nas fases finais da amplitude de movimento da articulação, são submetidos a grandes quantidades de tensão mecânica. Provenzano e colaboradores (2002), investigando a ação passiva dos ligamentos em ratos, constataram que quando

uma força mecânica excedente em 60% da capacidade elástica máxima acaba gerando incrementos irreversíveis na elasticidade deste ligamento, incrementando significativamente a frouxidão e conseqüente instabilidade da articulação.



**Figura 3:** Imagem anterior dos ligamentos da articulação glenoumeral.

- b) Estabilidade Dinâmica: A estabilidade dinâmica da AGU depende rigorosamente de fatores neuromusculares. A força muscular e o controle neuromuscular são os principais fatores envolvidos neste tipo de estabilização, sendo que seu principal efeito estabilizador é a compressão da cabeça umeral contra a cavidade glenóide (KASSEL, 2013; HUROV, 2009). Esta atividade muscular age na articulação através do grupo muscular Manguito Rotador (MR), Deltóide e cabeça longa do Bíceps Braquial (LEVINE & FLATOW, 2000; BIGLIANI *et al.*, 1996).

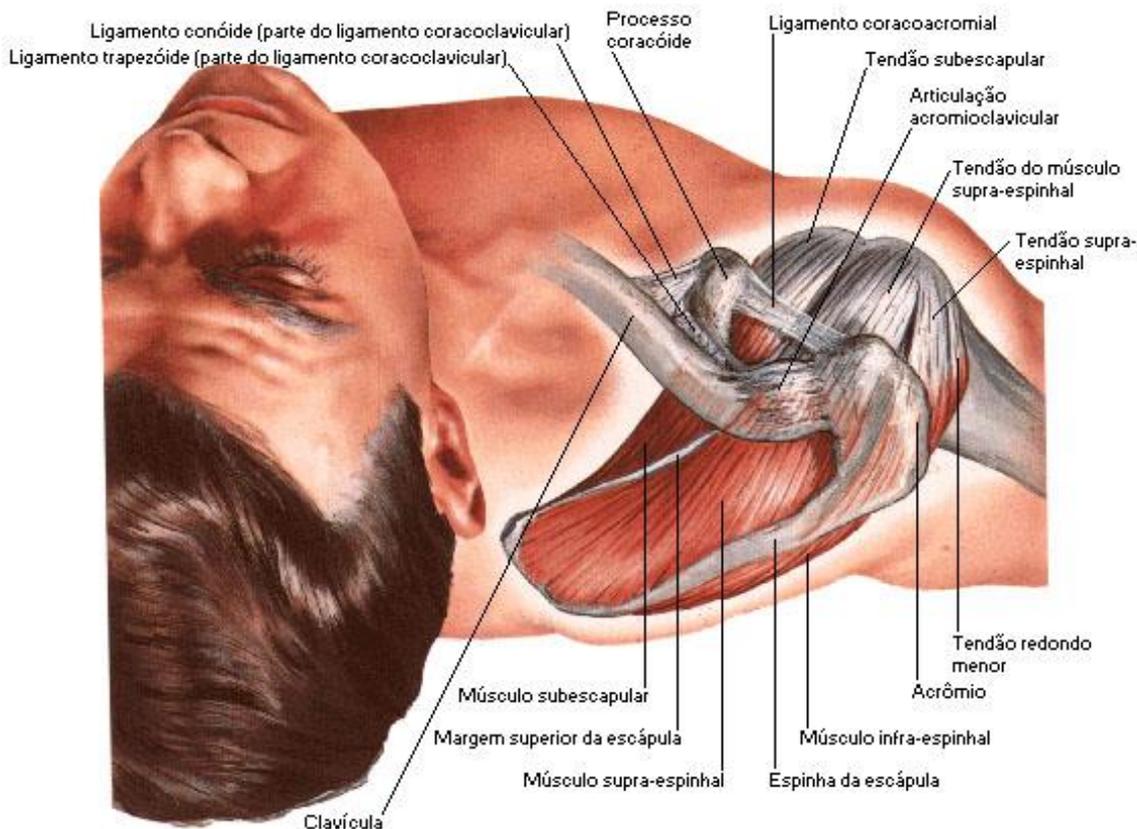
Tendões são feixes fibrosos através dos quais os músculos são capazes de se fixar a ossos e a articulações, tendo como função a transmissão do exercício muscular para as demais estruturas. Por serem constituídos de fibras colágenas entrelaçadas, os tendões possuem a capacidade de suportar grandes quantidades de tensões exercidas pelos músculos. O MR é formado pela inserção de tendões provindos dos músculos Supra-espinal, Infraespinal, Redondo Menor e Subescapular, inserindo-se na cápsula articular. Devido à inserção do MR ser na cápsula articular, alguns autores sugerem que o MR é ainda responsável pela diminuição ou distribuição de estresse mecânico dos ligamentos envolvidos na estabilização estática da articulação do ombro. Além

dos movimentos que o MR gera na AGU, seu principal efeito estabilizador é manter a cabeça umeral coaptada à cavidade glenóide, impedindo o deslocamento do úmero (HUROV, 2009). Alguns autores (VON EISENHART-ROTHE *et al.*, 2002; APRELAVA *et al.*, 1998) demonstram claramente que a força muscular produzida através do MR é de fundamental importância para a estabilidade dinâmica da AGU.

Quando ativado, o músculo Peitoral Maior gera forças de rotação interna, bem como o aumento da compressão articular na AGU (HUROV, 2009; VON EISENHART-ROTHE *et al.*, 2002; APRELAVA *et al.*, 1998). Para equilibrar esta pressão articular, os músculos do MR são recrutados, gerando forças direcionadas anteriormente, caracterizando uma situação de equilíbrio e estabilidade articular, visto que desta maneira a articulação possui força e compressão articular controladas por musculaturas agonistas e antagonistas.

### **3.2. Manguito rotador e articulação glenoumeral**

Devido à anatomia e à biomecânica dos tendões dos músculos que constituem o MR, este acaba possuindo condições ideais para produção de força com direção voltada para a cavidade glenóide. Estes músculos, por estarem inseridos ao redor da AGU, têm a possibilidade de agirem em diversas posições do ombro, sendo eficientes em relação à estabilidade em diferentes amplitudes de movimento da articulação.



**Figura 4:** Imagem superior do manguito rotador.

Com o objetivo de testar a importância do MR, autores (APRELEVA *et al.*, 1998) recriaram *in vitro* a lesão de Bankart, a qual caracteriza o comprometimento do lábio anterior da glenóide, comumente ocasionada por repetidas luxações da cabeça umeral. Os autores concluíram que o MR gera forças suficientes para criar uma estabilidade articular mesmo com a presença de significativas lesões capsulares, demonstrando que a força e o equilíbrio muscular são importantes componentes da estabilidade glenoumeral.

Estudando estabilidades da AGU em cadáveres, Steenbrink e colegas (2009) inutilizaram a ação do MR seccionando todos os tendões envolvidos. Após aplicar cargas mecânicas na articulação, os autores relataram que, na tentativa de manter a estabilidade dinâmica, ocorreu o recrutamento de outros músculos como o Peitoral Maior como antagonista ao movimento de rotação externa, bem como o músculo Latíssimo do Dorso. Entretanto, os autores ainda relatam que estes músculos acionados na tentativa de manter estabilidade, acabam gerando a adução do ombro, ocasionando sobrecarga do músculo Deltóide Acromial, devido à sua ação abdução. Sendo assim, percebe-se que o

equilíbrio entre as forças musculares aplicadas na articulação do ombro é fundamental para o equilíbrio dinâmico na articulação.

### 3.3. Razões Isocinéticas

A partir do estudo de estabilidades estática e dinâmica na articulação do ombro, bem como suas estratégias de estabilização, fica evidente o importante papel da força muscular na prevenção de lesões ocasionadas por instabilidades (SZPALA *et al.*, 2015; REMIA *et al.*, 2003; VON EISENHART-ROTHER *et al.*, 2002; LEVINE & FLATOW, 2000; APRELAVA *et al.*, 1998; BIGLIANI *et al.*, 1996; ZARINS *et al.*, 1993; JEROSCH & CASTRO, 1990; FINSTERBUSH & POGROUND, 1982). Com o passar dos anos, diversos testes de força têm sido empregados com o objetivo de avaliar a saúde articular em atletas de diferentes esportes (RUAS *et al.*, 2014; ZVIJAC *et al.*, 2014; MAGALHÃES *et al.*, 2001; WEBER *et al.*, 2010; ASKLING *et al.*, 2003). Uma das variáveis fornecidas por testes de força e mais utilizada para mensurar o equilíbrio muscular é o pico de torque (ROSSLER *et al.*, 2014; ZVIJAC *et al.*, 2014; KNEZEVIC & MIRKOV, 2013).

A razão isocinética de pico de torque entre musculaturas agonistas e antagonistas tem sido largamente utilizada como ferramenta de monitoramento e de identificação de possíveis fatores de risco, os quais poderão resultar em lesões (KNEZEVIC & MIRKOV, 2013; SZPALA *et al.*, 2015; SZPALA *et al.*, 2014; REMIA *et al.*, 2003). A razão entre rotadores externos e internos de ombro (RE/RI) é utilizada como indicador de equilíbrio ou desequilíbrio articular, pelo fato de retratar a habilidade dos rotadores externos em estabilizar e proteger a articulação em movimentos de rotações internas realizadas com força e potência máxima (SZPALA *et al.*, 2015; SZPALA *et al.*, 2014; REMIA *et al.*, 2003).

A relação entre músculos agonistas e antagonistas passou a ser calculada a partir da chamada razão convencional, a qual compara a força produzida concêntrica pelos dois grupos musculares (OPAR *et al.*, 2012; ARNASON *et al.*, 2006; COOMBS & GARBUTT, 2002). Desde então, diversos autores encontraram significantes correlações entre altos valores de razão convencional, funcionalidade da articulação e baixos índices de lesões, sendo estabelecido que

valores entre a faixa 0,66 e 0,75 seriam ideais para descrever uma situação de equilíbrio muscular para a articulação do ombro (BATALHA *et al*, 2012).

Mesmo conseguindo estabelecer uma relação entre a razão convencional, valor normativo e risco de lesões, contrações concêntricas entre as musculaturas agonistas e antagonistas não ocorrem simultaneamente. Constata-se esta que acabou por modificar a maneira de acessar o equilíbrio muscular, sendo implementada a utilização do torque excêntrico da musculatura antagonista, apresentando maior proximidade aos movimentos e às ações realmente realizadas por diferentes articulações em diversos esportes (KNEZEVIC & MIRKOV, 2013; OPAR *et al.*, 2012; DVIR, 2004). Para a articulação do joelho, estabeleceu-se um valor normativo de 1,0, representando um equilíbrio ideal nesta articulação (DVIR, 2004; DVIR *et al.*, 1989; AAGARD *et al.*, 1998; AAGARD *et al.*, 1995). Para a articulação do ombro, é sugerido que os valores de razão funcional se mantenham próximos a 1,0 (BATALHA *et al*, 2012)

Atualmente, a utilização do PT para o cálculo das razões isocinéticas vêm sendo questionada devido ao fato dessa variável fornecer uma informação ocorrida somente em um ponto muito específico de toda a amplitude de movimento. Isto faz com que, para o cálculo de uma razão isocinética, sejam utilizadas informações ocorridas em diferentes situações e momentos da amplitude de movimento, visto que os músculos agonistas/antagonistas comumente avaliados não apresentam seus PT na mesma angulação. Uma das alternativas foi a utilização da eletromiografia a fim de comparar a magnitude de força produzida em momentos semelhantes da amplitude de movimento, demonstrando que a utilização somente do PT parece não refletir a capacidade e o comportamento de uma musculatura durante toda a amplitude de movimento (KELLIS & KATIS, 2007; KRONBERG *et al*, 1990). Ruas e colaboradores (2014) avaliaram a relação RE/RI no ombro em diferentes ângulos específicos da amplitude de movimento da articulação do ombro, encontrando grandes diferenças comparando os resultados de RE/RI por PT e por ângulos específicos; além disso, os autores demonstraram que o equilíbrio muscular se apresenta significativamente diferente durante os diferentes momentos da amplitude de movimento devido às diferenças nos ângulos os quais cada músculo tem a capacidade de atingir o seu PT.

### 3.4. Tempo de ativação muscular

Alguns autores realizaram estudos em relação à ordem de ativação e ao tempo relativo que os músculos da AGU necessitam para se contraírem, relacionando o tempo necessário para o músculo entrar em atividade com a eficiência da estabilização dinâmica na articulação do ombro.

Investigando o tempo das respostas musculares dos músculos envolvidos no MR em sujeitos destreinados, Latimer e colaboradores (1998) criaram uma força de rotação externa com o ombro em posição de abdução (90°). Ao compararem seus achados com os resultados encontrados na literatura, os autores reportaram que o tempo de reação dos músculos estabilizadores da AGU é maior do que o tempo de reação de músculos do membro inferior. Devido ao comprimento dos nervos no membro superior ser menor do que o comprimento dos nervos dos membros inferiores, os autores relatam que os reflexos da articulação do ombro são significativamente lentos.

Já em relação a jogadores de Beisebol, investigadores da área encontraram uma diminuição da atividade do músculo Subescapular no momento em que os jogadores posicionavam seus ombros na fase final da preparação para o arremesso, ou seja, com os ombros abduzidos (90°), cotovelo flexionado (90°) e rotação externa de ombro máxima (HESS *et al.*, 2005). Os autores relatam que sem a estabilização gerada pelo músculo Subescapular, além de dores, os sujeitos estariam expostos ao deslocamento anterior da cabeça umeral.

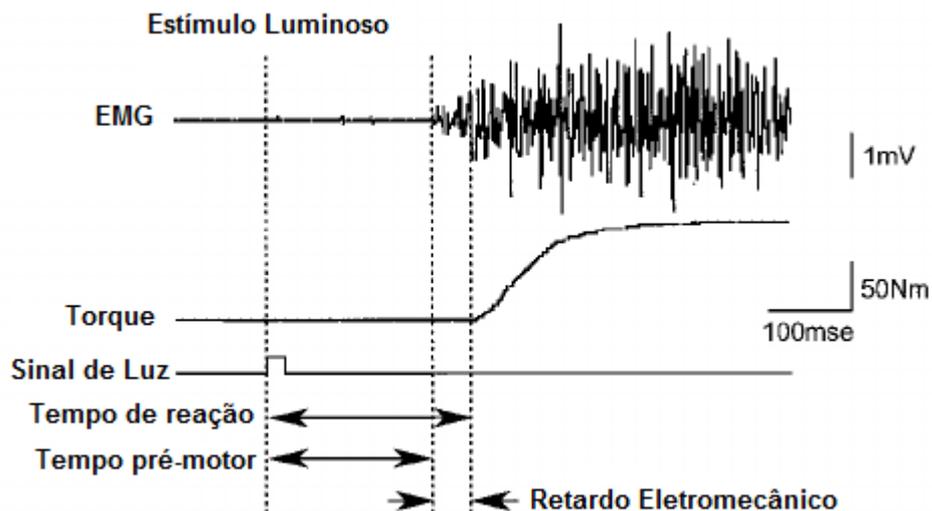
### 3.5. Retardo eletromecânico

Assimetrias contralaterais e unilaterais na articulação do ombro vêm sendo o foco de algumas pesquisas, as quais utilizam diferentes técnicas para mensuração destas. Humanos são assimétricos por natureza (SZPALA *et al.*, 2015), sendo que a prática em alta *performance* de certos esportes leva ao agravamento da assimetria funcional, devido a diferentes adaptações. A assimetria funcional, por sua vez, é caracterizada como a preferência pelo uso de um lado corporal, bem como o uso dos órgãos sensoriais deste lado corporal (SZPALA *et al.*, 2015; KANDEL *et al.*, 1994). Esta assimetria causa a dominância

de centros motores no córtex do hemisfério cerebral de lado oposto, o que acarreta no surgimento de assimetrias unilaterais (de mesmo membro), bem como assimetrias contralaterais (de membros opostos) (SZPALA *et al.*, 2015; ENOKA, 2008). Alguns autores sugerem que a prática de esportes que geram assimetrias, sem um treinamento de compensação, aumenta significativamente o risco de lesões entre seus praticantes (SZPALA *et al.*, 2014; WINIARSKI *et al.*, 2013).

A produção de força muscular depende dos tipos de tecido musculares, bem como do controle da excitação destes tecidos (SZPALA *et al.*, 2015). A qualidade do controle da ativação destes tecidos pode ser avaliada através do sinal eletromiográfico (EMG), porém para avaliar o DNE a mensuração do chamado retardo eletromecânico (REM) torna-se muito importante.

O REM é definido como o intervalo de tempo entre o início da ativação elétrica muscular e o início do torque mensurável, como demonstrado na figura 4 (HERZOG *et al.*, 1999; GRABINER, 1986). Sendo assim, o REM expressa a medida de tempo entre a ativação muscular e a produção de força muscular, podendo variar de 30 milissegundos até algumas centenas de milissegundos (NORMAN & KOMI, 1979; CAVANAGH & KOMI, 1979). Segundo Cavanagh e Komi (1979), o principal fator a afetar o REM é o grau de alongamento em que se encontram os componentes elásticos do músculo, ou seja, a posição na qual o músculo antagonista se encontra será crucial para que este possua capacidade de frear o movimento balístico realizado na articulação. Além disso, alguns autores (ZHOU *et al.*, 1995; VOS *et al.*, 1991; BELL & JACOBS, 1986; VIITASALO & KOMI, 1981) sugerem que o REM está altamente correlacionado com a força de contração voluntária máxima, taxa de produção de força, tipo de fibra muscular predominante e velocidade de condução das fibras musculares, sendo sugerido que o REM reflete seguramente a função neuromuscular explosiva (ZHOU *et al.*, 1995).



**Figura 5.** Exemplo de sinal eletromiográfico (EMG), curva de torque e sinal luminoso sincronizados durante uma contração isométrica voluntária máxima. A figura descreve como cada intervalo de tempo é determinado. A primeira linha pontilhada representa o estímulo luminoso, a segunda linha pontilhada representa o início da ativação muscular e a terceira linha pontilhada representa o início do torque mensurável.

O REM na articulação do joelho tem sido largamente investigado por diversos autores (SZPALA *et al.*, 2015; CROIX *et al.*, 2014; HANNAH *et al.*, 2014; HANNAH *et al.*, 2013; CONCHOLA *et al.*, 2013; COSTA *et al.*, 2012; BLACKBUM *et al.*, 2009; TWIST *et al.*, 2008; MERCER *et al.*, 1998; BENNELL *et al.*, 1998; HAGOOD *et al.*, 1990). Estes autores relatam que altos valores de REM afetam o rendimento de atletas além de caracterizar um incrementado risco de lesões. O incremento no risco de lesões está associado com uma retardada excitação muscular e com o conseqüente tempo de início da contração muscular retardada (CONCHOLA *et al.*, 2013; ZHOU *et al.*, 1995; VIITASALO & KOMI, 1981), gerando incapacidade de rápida estabilização da articulação durante períodos críticos de sobrecarga articular (BLACKBUM *et al.*, 2009).

Ainda em relação a atletas, diversos tipos de treinamentos específicos realizados dentro de modalidades esportivas, levarão a diferentes adaptações neuromusculares. Geralmente, atletas de alto rendimento estão habituados à realização de treinos máximos, ou seja, repetir movimentos que caracterizam cada esporte, até que o sistema neuromuscular entre em fadiga, afetando a

coordenação motora e a produção de força (CONCHOLA *et al.*, 2013). Essas condições de treinamento diferenciam as respostas neuromusculares entre atletas e sedentários (CONCHOLA *et al.*, 2013; KANDEL *et al.*, 1994), bem como entre diferentes modalidades esportivas.

### **3.6 Adaptações a diferentes modalidades esportivas**

A capacidade produção de força nas fases iniciais do movimento pode ser altamente relacionada ao tipo de modalidade esportiva praticada, visto que a potência (FLECK & KRAEMER, 1999) e o tempo de reação (BORYSIUK & WASKIEWICZ, 2008) se adaptam às diferentes práticas esportivas. Estas diferentes adaptações ocorrem dependendo do tipo, velocidade e situação em que os atletas realizam uma contração muscular (FLECK & KRAEMER, 1999). A velocidade de arremesso é fundamental em esportes como o Handebol e o Voleibol. Esta velocidade é influenciada pela força muscular gerada na AGU, proveniente dos músculos responsáveis pela rotação interna de ombro, além de ser influenciada pela estabilidade apresentada por esta articulação, provinda principalmente da força gerada pelos músculos que realizam rotações internas e externas de ombro (FRANCINI *et al.*, 2013).

O Voleibol é um esporte de rede e sem contato, em que os praticantes possuem como objetivo fazer com que a bola toque o solo da região da quadra da equipe adversária (VERHAGEN *et al.*, 2003). Para atingir este objetivo, os praticantes realizam ataques à bola, executando movimentos de rotação interna de ombro em elevada velocidade (KABLAN *et al.*, 2004). Neste esporte, o movimento de rotação interna é realizado a partir de exageradas amplitudes de movimento e somente carregando o peso do próprio membro superior, visto que a bola é atingida e impulsionada durante o movimento (TILLAR, 2016). O Handebol, por sua vez, se caracteriza como um esporte em que os praticantes arremessam uma bola executando rotações internas de ombro em altas velocidades. Este movimento é realizado a partir de grandes amplitudes, em que o praticante carrega a bola desde o início do movimento até que esta seja arremessada (SERRIEN *et al.*, 2015).

Diferentemente, o Judô caracteriza-se como um esporte de combate em que os atletas realizam esforços de alta intensidade de maneira intermitente,

executando tentativas de aplicar uma técnica no seu oponente com o objetivo de projetá-lo com as costas ao solo (POCECCO *et al.*, 2013). Para atingir tal objetivo, estes atletas necessitam de avançada técnica e de altos níveis de preparo físico. A modalidade de treinamento mais comumente utilizada neste esporte necessita de dois participantes, sendo que um participante executa repetidamente uma técnica de projeção enquanto seu companheiro mantém-se na posição em pé. Durante a realização de algumas técnicas de projeções, utilizam-se rotações internas de ombro, executadas em alta intensidade e potência (FRANCINI *et al.*, 2013). Visto que o atleta de Judô realiza a rotação interna de ombro carregando o peso corporal de seu adversário, este não será capaz de gerar grandes velocidades na fase inicial deste movimento, mesmo produzindo uma alta taxa de produção de torque (TPT). Segundo Fleck & Kraemer (1999), a realização de contrações lentas leva a incrementos na força máxima com poucos incrementos de potência, tornando a realização das rotações internas no Judô diferente das características de rotações internas realizadas no Voleibol e no Handebol.

Os esportes supracitados utilizam rotações internas de ombro para atingirem seus diferentes objetivos. Tem sido reportado que a excessiva utilização e treinamento de rotações internas pode acarretar em desequilíbrio muscular na articulação do ombro, visto que comumente o desequilíbrio em uma articulação é gerado pelo exagerado treino de um grupo muscular agonista (ZVIJAC *et al.*, 2014; OPAR *et al.*, 2012; COOMBS & GARBUTT, 2002). Além disso, na prática do Judô, Voleibol e Handebol a rotação interna de ombro é excessivamente realizada, entretanto em condições e situações bastante divergentes. Portanto, espera-se que praticantes de Judô sejam capazes de produzir altos níveis de força máxima, visto que realizam rotações internas sustentando o peso corporal do adversário, sem ficar claro o comportamento do REM. Comparando força de extensão e flexão horizontais de ombro, Busko *et al.* (2013) encontraram grandes diferenças entre modalidades esportivas, sendo que os atletas de Judô apresentaram produção de torque significativamente maior quando comparados a praticantes de Taekwondo, Levantadores de Peso, Canoístas e Esquetistas de Velocidade. Ainda em relação a atletas de Judô, Tabben *et al.*, (2014) demonstraram que estes últimos atletas apresentam

valores significativamente maiores em teste de uma repetição máxima do exercício Supino quando comparados a atletas de Taekwondo e de Karatê.

Já em relação ao tempo de reação, Gunay e colaboradores (2011) encontram significativa similaridade entre praticantes de Voleibol e de Tênis, sem comparar os dados encontrados nos praticantes destas modalidades com sujeitos sedentários. Além das diferenças entre cada modalidade esportiva, reportadas na literatura científica atual, ficam evidentes as diferentes adaptações que praticantes de Judô (STERKOWICKZ *et al.*, 2016), Voleibol (SIMONA *et al.*, 2015) e Handebol (MOSS *et al.*, 2015) demonstram ao serem comparados com sujeitos destreinados, sendo estas adaptações decorrentes da prática e do treinamento a que são submetidos em suas respectivas modalidades.

## **4 MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.1. Definição operacional das variáveis**

#### **4.1.1. Variável independente**

- Modalidades esportivas: Judô, Handebol e Voleibol.

#### **4.1.2. Variáveis dependentes**

- Retardo eletromecânico dos músculos rotadores internos e externos de ombro;
- Pico de torque isométrico dos rotadores internos e externos de ombro;
- Pico de torque isocinético concêntrico dos rotadores internos e externos de ombro
- Pico de torque isocinético excêntrico dos rotadores externos de ombro;
- Razão RE/RI em isometria
- Razão Convencional e Razão Funcional em condição isocinética.

#### **4.1.3. Variáveis de caracterização da amostra**

- Idade (anos);
- Estatura (cm);
- Massa corporal total (kg);

- Tempo de prática na modalidade (anos);
- Frequência semanal na modalidade (dias);
- Frequência semanal de treino de força (dias);
- Intensidade do treino de força;
- Reforço de rotação externa de ombro;
- Lesão prévia na articulação do ombro.

#### **4.2. Delineamento da pesquisa**

Esta pesquisa se caracteriza por um estudo observacional de acompanhamento transversal. Foi conduzida no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade do Rio Grande do Sul (UFRGS).

#### **4.3. População**

A população foi formada por indivíduos do sexo masculino, com no mínimo 3 anos de experiência em Judô, Handebol e Voleibol.

#### **4.4. Amostra**

A seleção da amostra ocorreu por conveniência, sendo realizada da seguinte maneira:

- Handebol: recrutamento de atletas de equipe universitária da Universidade Federal do Rio Grande do Sul por meio de contato direto com o treinador da equipe;
- Judô: recrutamento de atletas de equipe profissional da Sociedade de Ginástica de Porto Alegre (SOGIPA) por meio de contato direto com o treinador da equipe;
- Voleibol: recrutamento de atletas da equipe profissional Vôlei Canoas por meio de contato direto com o treinador da equipe.

Os sujeitos foram informados sobre os procedimentos metodológicos desta pesquisa, sendo-lhes entregue um documento individual em que é

manifestado o interesse em fazer parte da amostra, o qual foi assinado pelo participante do estudo.

#### **4.4.1. Cálculo Amostral**

Para o cálculo do tamanho da amostra foram utilizados os valores de média e de desvio padrão de estudos prévios (POPIELUCH *et al.*, 2016; FOLLMER *et al.*, 2015), que avaliaram a variável pico de torque de rotadores externos de ombro em sujeitos de cada uma das três modalidades esportivas estudadas. Para o cálculo do tamanho de efeito, os dados de pico de torque foram cruzados entre as modalidades esportivas e sujeitos sedentários (Handebol vs Voleibol, Handebol vs Judô e Judô vs Voleibol) utilizando a fórmula d de Cohen. O valor mais alto de tamanho de efeito encontrado nas comparações foi de 0,4, sendo este adotado para o cálculo do tamanho amostral do presente estudo. O poder estatístico adotado foi de 80% e um nível de significância de 5%. O software utilizado foi GPower, versão 3.1.3, no qual foi utilizada a opção do teste F para ANOVA de um fator, que resultou em um número total de 51 sujeitos. Visando um número similar de indivíduos em cada grupo, deveriam ser recrutados 17 sujeitos por modalidade esportiva e grupo controle.

#### **4.4.2. Critérios de Inclusão**

Para participar do presente estudo, os sujeitos deveriam:

- Ser do sexo masculino;
- Possuir entre 20 e 40 anos de idade;
- Não possuir nenhum tipo de lesão músculo-esquelética na articulação do ombro;
- Possuir experiência mínima de 3 anos de prática das modalidades esportivas avaliadas.

#### **4.4.3. Critérios de exclusão**

Foram excluídos do estudo aqueles sujeito que:

- Apresentavam amplitude de movimento para rotação interna comprometida, não atingindo valores de amplitude mínima para a realização dos testes;
- Apresentavam amplitude de movimento para rotação externa comprometida, não atingindo valores de amplitude mínima para a realização dos testes;
- Apresentavam lesão músculo-esquelética na articulação do ombro ocorrida nos 6 meses anteriores à realização dos testes ou estivessem em processo de recuperação.

#### **4.4.4. Desenho experimental**

O desenho experimental do estudo é apresentado no Quadro 1. As coletas foram realizadas no Setor Neuromuscular do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da UFRGS, sendo que os sujeitos compareceram no local citado por duas sessões, com um intervalo de uma semana entre cada sessão.

No primeiro encontro, foram exibidos o cronograma de avaliações e os objetivos do estudo, além da apresentação do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Se o sujeito estivesse de acordo com os termos e condições referidas no TCLE, o assinaria, manifestando interesse em participar do estudo. Posteriormente, foi realizada a familiarização com o teste de dinamometria isocinética, contendo contrações máximas dinâmicas e isométricas, sem que fosse realizada a coleta do sinal eletromiográfico nesta sessão.

No segundo encontro, foi realizada a avaliação da ativação eletromiográfica dos músculos rotadores internos e externos de ombro e picos de torque durante a dinamometria isocinética. Os dados obtidos neste encontro foram utilizados para o cálculo da razão convencional, avaliada pelo pico de torque isométrico e isocinético dos rotadores internos e externos de ombro, razão funcional (RF), bem como o cálculo do REM dos rotadores internos e externos de ombro.

**Quadro 1.** Desenho experimental do estudo.

<b>Primeira Sessão</b>		<b>Segunda Sessão</b>
- TCLE - Medidas Antropométricas - Familiarização com os testes de dinamometria isocinética	<b>Uma semana de intervalo entre as sessões</b>	- Testes de dinamometria isocinética - Coleta do sinal eletromiográfico

## 5 AVALIAÇÕES

### 5.1. Composição Corporal

A massa corporal foi obtida através de balança digital (URANO PS-180), sendo que os sujeitos foram instruídos a comparecerem com vestimentas que permitissem a mensuração das dobras cutâneas nos pontos determinados.

Para a determinação da densidade corporal a partir da proposição de Jackson e Pollock (1978), utilizou-se um protocolo composto por três dobras cutâneas, sendo elas: peitoral, abdominal e coxa. Antes da avaliação, os locais de mensuração foram marcados com caneta demográfica, sendo que as dobras foram mensuradas na mesma ordem, três vezes cada uma, exceto se as duas primeiras apresentassem o mesmo valor. Se as três medidas apresentassem valores diferentes, era considerada a medida de valor intermediário.

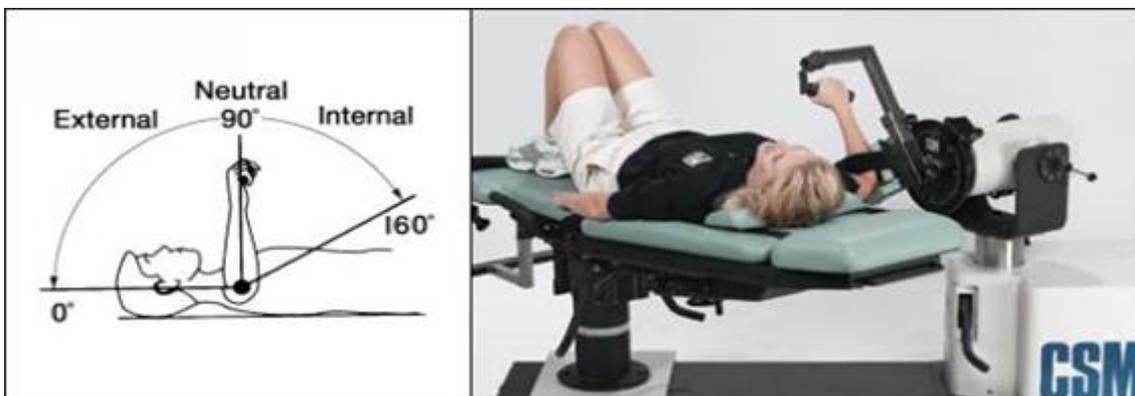
### 5.2. Dinamometria isocinética

Os testes foram realizados em um dinamômetro isocinético Cybex Norm (Ronkokoma NY), estando este calibrado segundo instruções do fabricante.

Primeiramente, para aquecimento geral, foram realizados 5 minutos de exercício em um cicloergômetro (marca Movement Technology – BM2700), com carga mínima. Após o aquecimento, os participantes foram acomodados no dinamômetro para a realização dos testes isocinéticos de rotação interna e

externa. O participante foi posicionado em decúbito dorsal, com os joelhos e quadris fletidos (em aproximadamente  $120^\circ$  e  $80^\circ$ , respectivamente), ombro abduzido em  $90^\circ$  e cotovelo fletido a  $90^\circ$ . O eixo longitudinal do úmero foi devidamente alinhado com o eixo de rotação do dinamômetro. Tronco, cintura e antebraço foram firmemente fixados ao dinamômetro através de velcros, com o intuito de otimizar a estabilidade da posição. Tanto a posição do teste, quanto o eixo de rotação da articulação foram adotados segundo instruções do fabricante.

Anteriormente à realização dos testes específicos, os participantes realizaram 10 repetições de rotação interna e externa, concentricamente, em velocidade angular de  $120^\circ \cdot s^{-1}$ , com o intuito de aquecimento específico das musculaturas avaliadas.



**Figura 6:** Ilustração da posição adotada para dinamometria isocinética.

### 5.2.1. Contração isométrica voluntária máxima (CIVM)

Para o cálculo do REM, foram realizadas 3 contrações de rotação interna e externa de ombro com duração de 1 segundo, contendo 30 segundos de intervalo entre elas, em que os participantes foram instruídos a atingir o máximo de força o mais rápido possível.

Para o cálculo da razão isométrica ( $R_{iso}$ ) foram realizados testes de CIVM de rotação interna e externa de ombro, em uma angulação de  $105^\circ$  para rotação interna e  $90^\circ$  para rotação externa (LIN *et al.*, 2009). Para a aquisição dos dados de  $R_{iso}$ , o participante realizou um total de duas tentativas. Cada tentativa foi realizada durante 5 segundos com um período de 2 minutos de recuperação entre as tentativas. Durante o teste, os participantes foram incentivados

verbalmente, com a instrução de realizarem força “o mais forte e rápido possível” (SAHALY *et al.* 2001; MAFFIULETTI *et al.* 2016).

Para o cálculo da  $R_{ISO}$  foram utilizados os maiores PT encontrados nas duas tentativas de CIVM. Foi calculada a partir da divisão do PT isométrico (ISO) de RE sobre o PT ISO de RI ( $RE_{ISO}/RI_{ISO}$ ).

### 5.2.2. Testes isocinéticos

Para o cálculo da razão convencional (RC), foram realizadas 2 séries de 3 contrações concêntricas máximas de rotação interna e externa de ombro, em velocidade angular de  $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ . Os picos de torque (PT) encontrados para ambos os movimentos foram utilizados para os cálculos, sendo que estes consistem na divisão entre PT concêntrico (CON) de rotação externa sobre o PT CON de rotação interna de ombro ( $RE_{CON}/RI_{CON}$ ).

Para o cálculo da RF, foram realizadas 2 séries contendo 3 contrações excêntricas máximas de rotação externa de ombro, em velocidade angular de  $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ . O maior PT excêntrico (EXC) foi utilizado para posterior análise. O cálculo da RF consiste na divisão entre PT EXC de rotação externa sobre o PT CON de rotação interna de ombro ( $RE_{EXC}/RI_{CON}$ ). Durante a realização dos testes isocinéticos, obteve-se o ângulo em que o sujeito atinge o valor de PT.

Todos os testes isocinéticos foram realizados em máxima amplitude de movimento segundo a capacidade de cada sujeito. Para fins de amplitudes máximas, serão considerados  $0^{\circ}$  a amplitude máxima de rotação externa e  $160^{\circ}$  amplitude máxima de rotação interna, além de que os sujeitos foram, como referido anteriormente, incentivados verbalmente.

### 5.3. Coleta do Sinal EMG

Durante o teste de CIVM foi realizada a coleta do sinal eletromiográfico, de forma que este foi utilizado para posterior análise de dados.

Para a aquisição do sinal eletromiográfico foi utilizado um eletromiógrafo da marca Miotool 200/400 Wireless (MIOTEC - Equipamentos Biomédicos) e eletrodos de superfície com configuração bipolar da marca Healthcare 100, Medtrace. O eletromiógrafo foi conectado a um computador portátil que permitiu a visualização e a gravação do sinal através do *software* Miograph.

Para a diminuição da impedância da pele, antes da colocação dos eletrodos foi realizada raspagem e abrasão da pele com algodão e álcool. Após a preparação da pele, os eletrodos foram posicionados nos músculos peitoral maior (para rotação interna de ombro) e infraespinal (para rotação externa de ombro), segundo Hermens e colaboradores (2000). A distância entre os dois eletrodos foi de 20mm entre as duas superfícies condutoras (CORREIA E MIL-HOMENS, 2004). O eletrodo terra foi posicionado na clavícula.

### **5.3.1. Tratamento do Sinal**

O sinal eletromiográfico captado foi armazenado no programa MiotecSuite (Miotec, equipamentos biomédicos, Brasil), para posterior análise. Foi realizada a filtragem digital do sinal utilizando-se filtros do tipo Passa-banda Butterworth, de 5ª ordem, com frequência de corte entre 20 e 500 Hz. A ativação muscular máxima foi determinada no domínio do tempo em  $\mu\text{V}$  pela amplitude do sinal eletromiográfico a partir do cálculo da raiz quadrada da média (RMS).

### **5.3.2. Retardo eletromecânico**

Para o cálculo do tempo de retardo eletromecânico foi utilizado estímulo visual (sinal luminoso). As curvas força vs tempo e EMG vs tempo foram utilizadas para determinar o início do torque mensurável e o início da atividade elétrica muscular dos músculos peitoral maior (rotação interna) e infraespinal (rotação externa), respectivamente. Os tempos para torque mensurável e o início da atividade elétrica muscular foram gravados em milissegundos e analisados no software Matlab (versão 5.3) por um avaliador treinado. Além disso, a determinação do início do torque mensurável foi definida como o tempo existente entre o mínimo estímulo até o ponto em que a curva de torque fosse incrementada mais do que 2,5% do PT, enquanto que o início da atividade elétrica dos músculos peitoral maior (rotação interna) e infraespinal (rotação externa) foi definido através da análise visual (LA ROCHE *et al.*, 2010). Finalmente, o tempo de retardo eletromecânico foi definido como a subtração do tempo de início da atividade elétrica pelo tempo de início do torque mensurável.

### **5.5. Análise estatística**

Os dados são a seguir apresentados em médias e desvios padrão. A normalidade, homogeneidade e esfericidade dos dados foram verificadas com testes de Shapiro-Wilk, Levene e Mauchly, respectivamente. Apesar de os dados não apresentarem esfericidade e homogeneidade, assumiu-se que o teste de Análise de Variância (ANOVA) é robusto o suficiente para suportar dados não-paramétricos (HOPKINS, 2009).

Para verificar as diferenças de todas as variáveis analisadas entre os diferentes grupos, foi utilizado o teste de Análise de Variância (ANOVA) *one-way* de medidas repetidas. Para a identificação das diferenças entre os grupos, foi utilizado o teste de *post-hoc* Bonferroni.

Todos os dados foram analisados através do *software* SPSS 18.0 (Statistical Package for Social Sciences, Chicago, IL, USA). Foi adotado um nível de 0.05 para determinar significância estatística.

## **6 RESULTADOS**

### **6.1. Caracterização da amostra**

As características da amostra são apresentadas na tabela 1. Ao final do estudo, o grupo Voleibol contou com “n” amostral de 15 sujeitos, enquanto que os grupos Handebol e Judô, com 12 e 14 sujeitos, respectivamente. Devido a problemas metodológicos, alguns sinais eletromiográficos não puderam ser utilizados para as análises. Sendo assim, para a variável de retardo eletromecânico, o grupo Voleibol contou com 14 sujeitos, o grupo Handebol com 11 sujeitos e, finalmente, o grupo Judô com 13 sujeitos.

**Tabela 1.** Características físicas e antropométricas, características do TF realizado e número de lesões no ombro, nos participantes da amostra.

	Voleibol (n=15)	Handebol (n=12)	Judô (n=14)	Geral (n=41)
Idade (anos)	24,07 ± 5,13	23,17 ± 4,7	26,64 ± 7,3	24,68 ± 5,9
Massa Corporal (Kg)	91,6 ± 11,67	84,75 ± 13,5	87,36 ± 15,2	88,15 ± 13,4
Estatura (cm)	198,47 ± 5,9 <sup>a</sup>	182,08 ± 6,2	178,07 ± 6,9	186,71 ± 11,09
Tempo de Prática na modalidade (anos)	10,27 ± 4,6	6,92 ± 3,3	17,36 ± 4,9 <sup>b</sup>	-
Frequência semanal na modalidade (dias)	5 ± 0	2 ± 0	5 ± 0	-
Frequência Semanal no TF	3 ± 0	1 ± 0	3 ± 0	-
Reforço de RE	Sim	Não	Não	-
Carga no TF	10RM	10RM	5RM	-
Lesão (Ombro)	2	2	1	-

<sup>a</sup> Indica diferença significativa para o grupo Handebol e para o grupo Judô ( $p < 0,01$ ).

<sup>b</sup> Indica diferença significativa para o grupo Voleibol para o grupo Handebol ( $p < 0,01$ ).

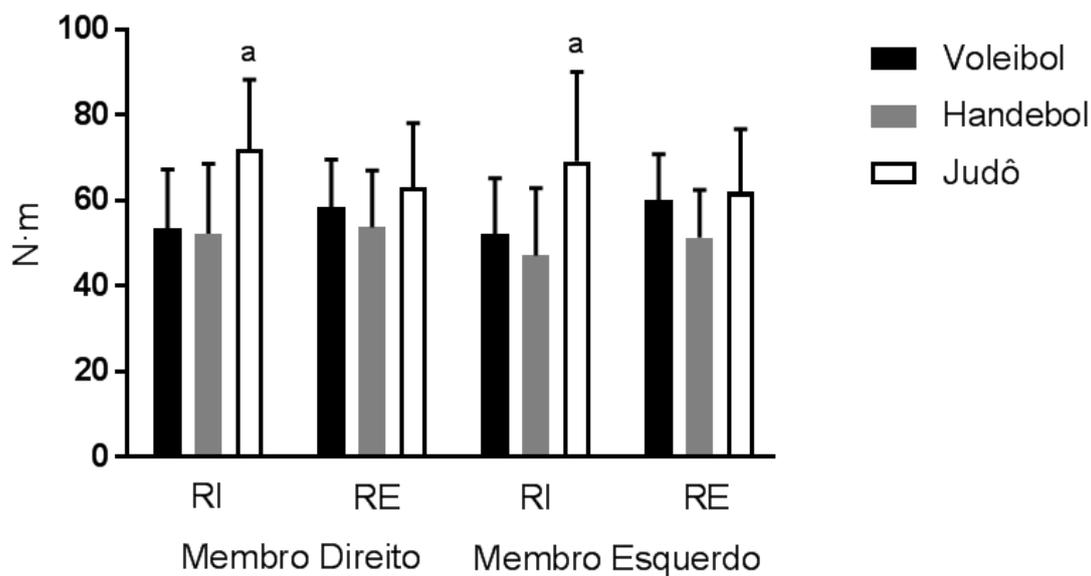
TF: Treino de Força; RE: rotação externa; rep: repetições.

## 6.2. Testes Isométricos

### 6.2.1. Pico de torque isométrico

Os resultados de pico de torque isométrico são apresentados na figura 5. O grupo Judô apresentou valores significativamente superiores ( $p < 0,01$ ) para a variável pico de torque isométrico de rotação interna de membro direito quando comparado com os grupos Voleibol e Handebol. Além disso, novamente o grupo Judô apresentou valores significativamente superiores ( $p < 0,01$ ) para a variável pico de torque isométrico de rotação interna de membro esquerdo quando comparado com os demais grupos. As variáveis de rotação externa de membro

direito, bem como rotação externa de membro esquerdo não apresentaram diferenças significativas ( $p > 0,05$ ) entre os grupos.



**Figura 7:** Pico de torque (Média  $\pm$  DP) no teste isométrico.

<sup>a</sup> indica diferença significativa relativamente ao grupo Handebol ( $p < 0,01$ ).

RI: rotação interna, RE: rotação externa.

### 6.2.2. Razão Isométrica

Os resultados de razão isométrica estão apresentados na tabela 2. O grupo Judô apresentou valores significativamente inferiores ( $p < 0,03$ ) quando comparado com os grupos Voleibol e Handebol para a variável de razão isométrica de membro direito. Para razão isométrica de membro esquerdo o grupo Judô apresentou também valores significativamente inferiores ( $p < 0,01$ ) quando comparado ao grupo Voleibol.

**Tabela 2.** Razão convencional (unidades arbitrárias – u.a.; Média  $\pm$  DP) calculada a partir de pico de torque isométrico.

	Voleibol (n= 15)	Handebol (n= 12)	Judô (n= 14)
RisoMD (u.a)	1,13 $\pm$ 0,229	1,12 $\pm$ 0,385	0,92 $\pm$ 0,093 <sup>a</sup>
RisoME (u.a)	1,18 $\pm$ 0,189	1,16 $\pm$ 0,312	0,97 $\pm$ 0,196 <sup>b</sup>

<sup>a</sup> indica diferença significativa para o grupo Voleibol e para Handebol ( $p < 0,03$ );

<sup>b</sup> indica diferença significativa para o grupo Voleibol ( $p < 0,01$ ).

RisoMD: razão isométrica de membro direito; RisoME: razão isométrica de membro esquerdo.

### 6.2.3. Retardo eletromecânico

Os resultados de tempo de retardo eletromecânico são apresentados na tabela 3. O grupo Voleibol apresentou valores significativamente ( $p < 0,01$ ) menores quando comparado com o grupo Handebol para a variável retardo eletromecânico de rotação externa de membro direito. No membro esquerdo, o grupo Voleibol apresentou valores significativamente ( $p < 0,01$ ) menores quando comparado aos grupos Handebol e Judô para a variável retardo eletromecânico de rotação externa. Os tempos de retardo eletromecânico de rotação interna de ombro, tanto de membro direito como de membro esquerdo, não apresentaram diferença significativa ( $p > 0,05$ ) entre os três grupos avaliados.

**Tabela 3.** Retardo Eletromecânico (Média  $\pm$  DP) nos testes isométricos.

		Voleibol (n= 14)	Handebol (n= 11)	Judô (n= 13)
Membro Direito	RI (ms)	31,40 $\pm$ 6,70	61,20 $\pm$ 33,80	64,80 $\pm$ 58,30
	RE (ms)	34,30 $\pm$ 13,20 <sup>a</sup>	62,60 $\pm$ 26,50	49,40 $\pm$ 21,20
Membro Esquerdo	RI (ms)	34,10 $\pm$ 11,0	69,30 $\pm$ 37,0	61,80 $\pm$ 52,40
	RE (ms)	32,50 $\pm$ 9,80 <sup>b</sup>	68,80 $\pm$ 31,60	61,60 $\pm$ 27,40

RI: Rotação Interna; RE: rotação externa; ms: milissegundos.

<sup>a</sup> indica diferença significativa para o grupo Handebol ( $p < 0,01$ );

<sup>b</sup> indica diferença significativa para o grupo Handebol e para o grupo Judô ( $p < 0,01$ ).

### 6.3. Testes Isocinéticos

#### 6.3.1. Membro direito

Na tabela 4 são apresentadas as variáveis pico de torque concêntrico de rotação interna e externa, pico de torque excêntrico de rotação externa bem como o ângulo de pico de torque correspondente a cada uma das variáveis citadas acima para membro superior direito. O grupo Judô apresentou diferença significativa ( $p < 0,01$ ) na variável PT CON de rotação interna de ombro quando comparado com o grupo Voleibol. Nas variáveis PT CON de rotação externa, PT EXC de rotação externa, bem como os ângulos de pico de torque para todas as variáveis não apresentaram diferenças significativas ( $p > 0,05$ ) entre as modalidades esportivas.

**Tabela 4.** Pico de torque (Média  $\pm$  DP) em contração concêntrica e excêntrica e ângulo de pico de torque (Média  $\pm$  DP) para membro direito.

	Voleibol (n= 15)	Handebol (n= 12)	Judô (n= 14)
PT CON RI (N.m)	48,14 $\pm$ 12,33	51,30 $\pm$ 9,11	67,45 $\pm$ 16,96 *
Ângulo de PT (°)	87,29 $\pm$ 34,20	98,1 $\pm$ 25,60	84,0 $\pm$ 22,0
PT CON RE (N.m)	51,64 $\pm$ 6,02	50,30 $\pm$ 8,48	57,46 $\pm$ 13,12
Ângulo de PT (°)	88,71 $\pm$ 22,0	92,40 $\pm$ 13,0	96,85 $\pm$ 14,90
PT EXC RE (N.m)	64,35 $\pm$ 9,13	61,90 $\pm$ 11,14	69,84 $\pm$ 16,58
Ângulo de PT (°)	74,85 $\pm$ 10,96	73,90 $\pm$ 10,73	80 $\pm$ 16,97

<sup>a</sup> indica diferença significativa quando para o grupo Voleibol ( $p= 0,006$ ).

PT: pico de torque; CON: concêntrico; RI: rotação interna; RE: rotação externa; EXC: excêntrico.

### 6.3.2. Membro Esquerdo

O PT CON de rotação interna, PT CON de rotação externa, PT EXC de rotação externa e os ângulos de picos de torque correspondente a cada uma das variáveis para membro esquerdo são apresentados na tabela 5. O grupo Judô apresentou diferença significativa ( $p=0,019$ ) na variável Ângulo de PT de rotação interna quando comparado com o grupo Handebol. As variáveis PT CON RI, PT CON RE, PT EXC RE, Ângulo de PT para PT CON RE e Ângulo de PT para PT EXC RE não apresentaram diferença significativa ( $p>0,05$ ) entre os três grupos.

**Tabela 5.** Pico de torque (Média  $\pm$  DP) em contração concêntrica e excêntrica e ângulo de pico de torque (Média  $\pm$  DP) para membro esquerdo.

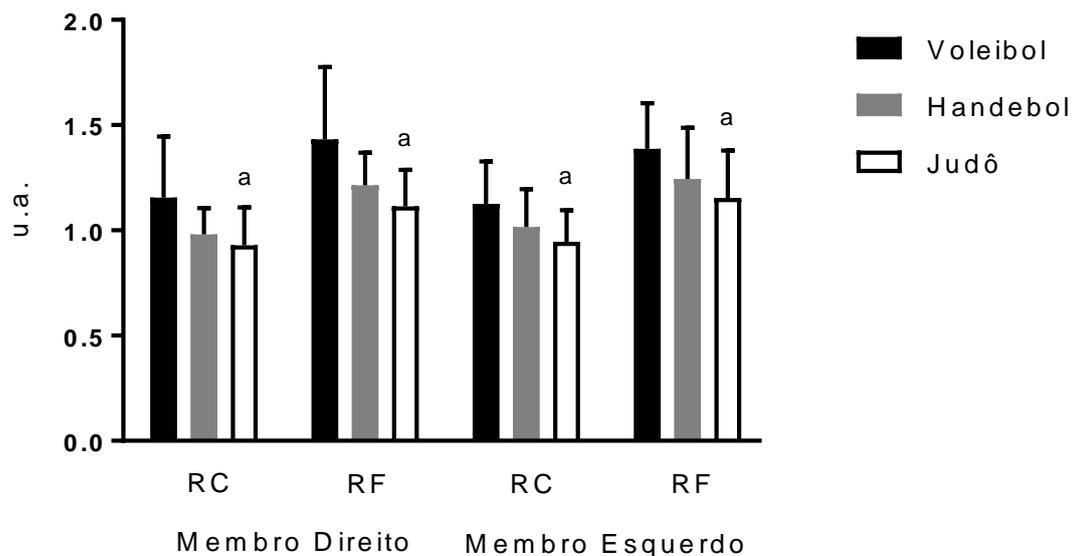
	Voleibol (n= 15)	Handebol (n= 12)	Judô (n= 14)
PT CON RI (N.m)	48,28 $\pm$ 11,22	47,4 $\pm$ 14,50	60,15 $\pm$ 17,21
Ângulo de PT (°)	116,07 $\pm$ 43,52	122,7 $\pm$ 13,49	90,61 $\pm$ 26,40 <sup>a</sup>
PT CON RE (N.m)	52,14 $\pm$ 8,55	48,30 $\pm$ 12,39	54,38 $\pm$ 14,80
Ângulo de PT (°)	87,92 $\pm$ 16,78	81 $\pm$ 22,93	96,84 $\pm$ 15,85
PT EXC RE (N.m)	64,78 $\pm$ 9,90	58,40 $\pm$ 18	65,76 $\pm$ 17,35
Ângulo de PT	74 $\pm$ 12,74	74,60 $\pm$ 16,42	79,30 $\pm$ 10,55

<sup>a</sup> indica diferença significativa para grupo Handebol ( $p= 0,019$ ).

PT: pico de torque; CON: concêntrico; RI: rotação interna; RE: rotação externa; EXC: excêntrico.

### 6.3.3. Razões Isocinéticas

Os resultados de razão convencional dinâmica e razão funcional são apresentados na figura 6. O grupo Judô apresentou valores de razão convencional dinâmica significativamente menores ( $p<0,03$ ) quando comparado com o grupo Voleibol em ambos os membros. Em relação à razão funcional, o grupo Judô apresentou valores significativamente menores ( $p<0,03$ ) quando comparado com o grupo Voleibol em ambos os membros.



**Figura 8.** Razões isocinéticas (unidades arbitrárias – u.a.; Média  $\pm$  DP) calculadas para ambos os membros a partir de testes isocinéticos a 60°/s.

RC: razão convencional dinâmica; RF: razão funcional.

<sup>a</sup> indica diferença significativa para o grupo Voleibol ( $p < 0,03$ ).

## 7 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi comparar o equilíbrio muscular e retardo eletromecânico da articulação do ombro entre três modalidades as quais utilizem movimentos de rotação interna e externa de ombro, sendo elas Voleibol, Handebol e Judô. Os principais achados do presente estudo se referem ao tempo de retardo eletromecânico significativamente mais curto encontrado no grupo Voleibol para rotação externa de ombro, quando comparado com as outras modalidades estudadas. A força de rotação interna isométrica e dinâmica do membro direito foi significativamente mais elevada no grupo Judô, quando comparado com os demais grupos. Da mesma forma, os valores de razão convencional isométrica, razão convencional dinâmica e razão funcional foram significativamente inferiores no grupo Judô, quando comparados com o grupo Voleibol.

O tempo de REM tem sido estudado em diferentes modalidades esportivas, e os estudos apresentam resultados controversos. Tillin e

colaboradores (2010) avaliaram o REM no grupo muscular quadríceps femoral, comparando modalidades esportivas distintas, em sujeitos com diferentes tipos de treinamento. Neste estudo, foram comparados corredores de 100m com sujeitos ativos, que não estivessem engajados em atividade física sistemática. Apesar de os atletas apresentarem maiores níveis de força (28%), não foram encontradas diferenças no REM entre os dois grupos. Ainda investigando o quadríceps femoral, Paasuke *et al.* (1999) também compararam o REM entre corredores de longa distância, corredores de 100m e sujeitos destreinados, não encontrando nenhuma diferença entre as modalidades avaliadas. Investigando os membros superiores, Ferreira *et al.* (2010) compararam o REM de diferentes músculos entre praticantes de Caratê e não atletas. Os sujeitos não atletas, apesar de não praticarem atividades de soco similares às praticadas pelos caratecas, apresentaram melhores valores de REM para Tríceps Braquial e Deltóide.

No presente estudo, apesar de os atletas de Judô apresentarem PT de rotação interna significativamente mais elevados quando comparados com as outras modalidades, não foram verificadas diferenças entre o REM para rotação interna entre as modalidades estudadas. Os nossos resultados corroboram com os achados de Tillin e colaboradores (2010), sendo que se observou diferenças em variáveis de força máxima entre os sujeitos das diferentes modalidades investigadas, mas não houve diferenças em relação ao tempo de REM. Partindo do princípio de que o tempo de REM depende de fatores fisiológicos e mecânicos, os quais não variam de forma substancial de sujeito para sujeito, parece aceitável que determinados grupos musculares apresentem os mesmos valores de REM em diferentes modalidades e que estes valores podem não se alterar após determinados tipos de treinamento (ZHOU *et al.*, 1996; HAKKINEN & KOMI, 1983). Na década de 80, alguns autores já se interessavam em investigar as possíveis influências do treinamento de força sobre o REM. Após 16 semanas de treino de força, Hakkinen e Komi (1983) não encontraram nenhuma alteração no tempo de REM para o músculo vasto lateral. Outros autores estudaram diversos grupos musculares em busca de mudanças no REM após diferentes intervenções de treinamento, não tendo sido encontrada nenhuma alteração para os músculos Reto Femoral (ZHOU *et al.*, 1996), Bíceps Braquial (JENKINS *et al.*, 2016) e flexores de joelho (STOCK *et al.*, 2015),

reforçando a hipótese levantada no presente estudo e os resultados deste, em que determinados grupos musculares possuem determinado tempo de REM, que não se altera devido à sua dependência de fatores fisiológicos e mecânicos comuns a todos os sujeitos estudados.

Um dos fatores que pode ter levado os atletas do Voleibol a apresentarem tempos de REM de rotação externa de ombro mais curtos do que as outras modalidades é a adaptação específica induzida pelo treinamento. Como um exemplo de adaptação específica, observa-se que o treino de determinadas modalidades esportivas pode causar, entre outras adaptações, a hipertrofia sarcoplasmática. Em algumas modalidades de *endurance*, as fibras de contração lenta se mantêm ativas gerando adaptações metabólicas, como o incremento da quantidade de proteínas mitocondriais, quantidade de glicogênio intramuscular, creatina fosfato e mioglobina (GOLLNICK *et al.* 1972, COSTILL *et al.* 1974). O conjunto destas adaptações específicas ao treinamento tornam os sujeitos mais eficientes e adaptados à esta prática. Durante o ataque no Voleibol, um atleta consegue acelerar seu membro superior a velocidades superiores a 120 km/h, gerando exacerbada ativação dos músculos do manguito rotador e dos rotadores externos, afim de estabilizar e frear esta grande aceleração imposta na articulação (STICKLEY *et al.*, 2008). Visto que os músculos envolvidos no manguito rotador auxiliam na manutenção da estabilidade da articulação do ombro, constata-se então a importância destes músculos na estabilização dinâmica do ombro. Esta elevada ativação gerada a cada movimento de saque e de ataque, os quais são repetidos inúmeras vezes durante as sessões de treino e competição de Voleibol, pode ter gerado adaptações específicas nos músculos responsáveis pela rotação externa de ombro. No caso do presente estudo, o tempo de retardo eletromecânico do músculo infraespinal foi assumido como sendo representante da rotação externa do ombro. Este músculo, juntamente com outros (i.e. Redondo Menor, Deltóide Espinal) ativados como sinergistas, atuam fortemente como antagonistas desde o início do movimento de rotação interna, sendo que no início do movimento já são responsáveis por manter a cabeça do úmero na cavidade glenóide, bem como são responsáveis por desacelerar o segmento ao final da amplitude do movimento de rotação interna. Considerando-se as velocidades extremas em que atletas de voleibol movimentam seus ombros, especialmente durante a

rotação interna, é presumível uma coativação muito rápida e intensa do infraespinal desde o início do movimento. Estas exigências decorrentes da prática do Voleibol sobre músculos como o infraespinal, acabam gerando adaptações específicas e, no caso discutido, parecem promover menores tempos de retardo eletromecânico para o referido músculo, quando ativado.

Outros fatores que podem influenciar em diferenças no tempo de retardo eletromecânico para determinados músculos é a composição de fibras do músculo, a qual é geneticamente determinada. Tem sido reportado na literatura que não há mudança no tipo de fibra (i.e. I ou II) em resposta aos diferentes tipos de treino. Há, no entanto, possibilidade de ocorrer mudanças no sub-tipo de fibra do tipo II (i.e. IIA para IIX e vice-versa), que são induzidas por diferentes tipos de treinamento. Isto ocorre pelo fato de que a quantidade de cada tipo de fibra muscular é pré-estabelecida geneticamente, variando o número de fibras de contração rápida (Tipo II) e de contração lenta (Tipo I) entre diferentes sujeitos (HULTEN *et al.*, 1975; VIITASALO e KOMI, 1978). Esta variabilidade acaba permitindo que cada sujeito se adapte de forma diferente a distintas práticas esportivas, adaptando-se melhor a determinadas modalidades que exijam seletivamente maior ativação do tipo de fibra mais presente no (s) grupo (s) muscular (es) ativado (s). Tal fato tem sido reportado em estudos que mostram que corredores profissionais de longa distância possuem uma grande percentagem de fibras de contração lenta em seus músculos esqueléticos, não sendo esta decorrente da adaptação ao esporte, mas sim uma espécie de seleção natural, em que atletas com maior percentagem de fibras de contração lenta, apresentarão melhores resultados (KOMI, 2006; GOLLNICK *et al.*, 1972; COSTILL *et al.*, 1976; TESCH *et al.*, 1983).

Analisando os resultados de rotação interna isométrica de ombro, em ambos os membros, o grupo Judô apresentou valores significativamente maiores quando comparado com os grupos Handebol e Voleibol, resultados estes que podem estar associados à prática esportiva destes sujeitos. Embora existam diferenças expressivas relativamente ao padrão motor na prática do Handebol e Voleibol, os atletas de ambas as modalidades necessitam gerar grandes velocidades de rotação interna na articulação do ombro, partindo de amplitudes de movimento exageradas, em que exercem força contra uma bola que pesa 475g e 280g, (Handebol e Voleibol, respectivamente). Já um atleta de Judô ao

realizar um ataque na tentativa de projetar seu oponente ao solo, embora realize o movimento de rotação interna sem a mesma velocidade e sem a mesma amplitude, acaba transportando o peso corporal de seu adversário durante o movimento. Tal fato, claramente evidencia a diferença do movimento de rotação interna entre estas modalidades esportivas. Sendo assim, atletas de Judô utilizam a rotação interna de ombro com cargas, velocidade e amplitude diferenciadas, o que pode ter influenciado no maior pico de torque de rotação interna de ombro encontrados no presente estudo para este grupo de atletas, visto que estes fatores fazem parte do treinamento específico destes atletas, e adaptações específicas a diferentes tipos de treinamento já são bem documentadas na literatura (FLECK & KRAEMER, 2006).

Ao comparar atletas de Judô, Taekwondo, Canoagem, Levantamento de Peso e Skatistas, Busko e colaboradores (2013) encontraram maiores picos de torque nos judocas, em relação à flexão de ombro, quando comparados com as outras modalidades. Estes resultados podem ser comparados aos do presente estudo, em que os atletas de Judô apresentam maiores valores de pico de torque em movimentos de ombro em que o músculo Peitoral Maior exerça influência. Ainda estudando a força máxima, Tabben *et al.* (2014), comparam os valores de 1RM no exercício de supino entre lutadores de Judô, Taekwondo e Caratê, encontrando valores significativamente mais elevados para o grupo Judô. Estes resultados fortalecem ainda mais a hipótese levantada no presente estudo, de que, devido à utilização específica do movimento de rotação interna de ombro, atletas de Judô acabam por apresentar elevados valores de pico de torque neste movimento articular. Os resultados de pico de torque isométrico discutidos acima foram utilizados para o cálculo da razão isométrica entre rotação interna e externa de ombro, em que a força máxima apresentada pelos atletas de Judô influenciou nitidamente os resultados de razão. Os resultados demonstram que atletas de Judô apresentam valores significativamente inferiores às demais modalidades, sendo que para membro direito apresentaram valores significativamente diferentes quando comparados com o grupo Voleibol e Handebol, bem como para membro esquerdo apresentaram valores significativamente diferentes quando comparados ao grupo Voleibol.

Na literatura, valores próximos a 0,7 têm sido reportados como normais, indicando que rotadores externos são capazes de produzir no mínimo 70% do

torque gerado pelos rotadores internos (BATALHA *et al*, 2012). No presente estudo, valores elevados de pico de torque de rotação interna de ombro apresentados pelos atletas de Judô acabam por diminuir os valores encontrados na razão isométrica, levando os judocas a apresentarem os menores valores de equilíbrio de força muscular quando avaliado em isometria. Entretanto, os valores apresentados para o membro direito ( $0,92 \pm 0,09$ ) e membro esquerdo ( $0,97 \pm 0,19$ ) no grupo Judô, apesar de se mostrarem significativamente inferiores às demais modalidades, estão acima do valor de 0,7, referidos na literatura como normal. Os grupos Voleibol e Handebol apresentaram valores acima de 1,0 para a razão isométrica, estando associados a maiores valores de rotação externa do que de rotação interna de ombro. Estes resultados corroboram com achados de outros estudos (STICKLEY *et al.*, 2008; GULICK *et al.*, 2001), os quais reportam valores de razão entre rotação interna e externa de ombro acima de 0,7, o que reforça a necessidade de valores próximos desta faixa para manter a articulação do ombro estável.

Avaliando o pico de torque em condições isocinéticas, observa-se uma diferença significativa entre as modalidades, em que o grupo Judô apresenta valores mais altos para rotação interna de membro direito quando comparados com o grupo Voleibol. Este achado reflete os resultados de outros estudos (STERKOWICKZ *et al.*, 2016; TABBEN *et al.*, 2014), nos quais atletas de Judô apresentam pico de torque e força máxima (1-RM) de rotação interna mais elevados do que outras modalidades, até mesmo quando comparados com Levantadores de Peso (BUSKO *et al.*, 2013). Além disso, o ângulo de pico de torque (ainda para membro direito) não apresentou diferença significativa entre as três modalidades. Já em relação ao pico de torque isocinético de rotação interna e externa para membro esquerdo, não se encontrou nenhuma diferença entre as três modalidades estudadas.

O grupo Voleibol apresenta valores de rotação externa de ombro concêntrica e excêntrica mais elevados do que seus valores de rotação interna, em ambos os membros. Este fato aponta para uma adaptação específica ocorrida na articulação do ombro destes atletas, possivelmente associada à prática de seu esporte. Visto a grande velocidade de aceleração imposta em cada movimento de rotação interna de ombro para saques e ataques na prática do Voleibol, já descritos anteriormente, os músculos que realizam a rotação

externa de ombro são responsáveis por desacelerar o movimento de rotação interna e manter a articulação do ombro estável, sendo intensamente exigidos a partir de grandes amplitudes de movimento e em velocidades muito elevadas. Estas exigências ocorridas especificamente durante a prática deste esporte acabam adaptando estas musculaturas, as quais mostram resultados diferentes quando comparados com outras modalidades esportivas. Todos os atletas que compõem o grupo Voleibol do presente estudo realizavam em sua rotina de treinamento reforço de rotação externa de ombro, podendo este fato ter influenciado os resultados discutidos neste parágrafo. Entretanto, os atletas do grupo Handebol, os quais também realizam movimento de rotação interna em elevadas velocidades, não realizavam reforço de rotação externa como parte do seu treino e mesmo assim apresentaram um padrão de resultados de pico de torque isocinético muito semelhante ao grupo Voleibol. Estas semelhanças entre os dois grupos (Voleibol e Handebol) suportam a hipótese de que a prática de esportes em que a rotação interna é utilizada em altas velocidades para o arremesso (Handebol) ou ataque à bola (Voleibol) parece gerar adaptações específicas (KOMI, 2006; FLECK E KRAEMER, 2006) dos músculos responsáveis pela rotação externa de ombro, sendo que estes atletas acabam por apresentar valores de rotação externa superiores aos valores apresentados de rotação interna tanto para contração concêntrica como excêntrica.

Analisando os resultados de pico de torque isocinético no membro esquerdo, percebe-se uma diferença significativa entre o ângulo de pico de torque de rotação interna do grupo Judô ( $90,15 \pm 26,40$ ) para o grupo Handebol ( $122,7 \pm 13,49$ ). Estas diferenças novamente refletem adaptações específicas à prática das diferentes modalidades esportivas avaliadas. No presente estudo, somente um sujeito do grupo Judô possuía o membro superior esquerdo dominante. Na maioria dos ataques neste esporte de combate, os sujeitos destros utilizam o membro esquerdo para a preparação do golpe, visto que na sua base de luta, este membro fica à frente, estando mais próximo de seu adversário (FRANCHINI, 2010; ISHIKAWA E DRAEGER, 1999). Além destas características, é o membro esquerdo que fará o primeiro contato com o adversário, bem como é o membro que realizará o movimento de rotação interna suportando o peso corporal do adversário, embora o atleta que realize o ataque seja destro. Assim, o membro superior esquerdo dos atletas do grupo Judô

acaba atingido seu pico de torque próximo à amplitude de 90° de rotação interna, condizendo com a posição em que este membro está no momento em que o atleta realiza o movimento de rotação interna erguendo seu oponente do solo, caracterizando uma adaptação específica ao treinamento. Já no grupo Handebol, considerando-se que o membro esquerdo não é usado para ataques, arremessos ou passes (para atletas destros), o ângulo de PT observado foi semelhante aos apresentados pelo grupo Voleibol.

Diferenças estatisticamente significativas foram encontradas para razão convencional e razão funcional de membro direito ( $p = 0,022$  e  $p = 0,004$ , respectivamente) e para razão convencional dinâmica e funcional de membro esquerdo ( $p = 0,03$  e  $p = 0,027$ , respectivamente) entre as modalidades, em que o grupo Judô apresentou valores inferiores aos encontrados no grupo Voleibol nas variáveis acima referidas. O grupo Judô apresentou valores de força concêntrica de rotação interna de ombro bastante elevados, não conseguindo atingir os mesmos valores na rotação externa, o que acabou diminuindo os valores de razão convencional destes sujeitos. A diferença na força concêntrica de rotação externa em relação à força de rotação interna pode ser atribuída à prática esportiva. Durante alguns ataques, os atletas de Judô utilizam a rotação interna de ombro como um movimento importante para projetar seu oponente ao solo. O membro superior que realiza a rotação interna de ombro realiza uma pegada de mão na gola do uniforme (Quimono) do adversário, enquanto o membro contralateral realiza uma rotação externa de ombro a fim de erguer um dos membros superiores do adversário, estando este membro contralateral com uma pegada na manga do uniforme (Quimono) de seu adversário. Enquanto realiza a rotação interna de ombro, o atleta carrega todo o peso corporal de seu adversário, ao contraponto de que enquanto realiza rotação externa de ombro carrega o peso de um membro superior de seu adversário (FRANCHINI, 2010; ISHIKAWA E DRAEGER, 1999).

Entendidas as diferentes características de utilização dos movimentos de rotação interna e externa de ombro, é possível perceber como a prática do Judô pode promover alterações musculares específicas e subsequente desequilíbrio muscular em atletas da modalidade. Ruivo *et al.*, (2012) compararam a razão convencional entre atletas de Judô e sujeitos ativos saudáveis. Os atletas de Judô apresentaram valores de razão convencional dinâmica de ombro

significativamente inferiores aos valores encontrados para sujeitos sedentários. Como referido anteriormente, isso parece ocorrer devido altos níveis de força de rotação interna produzidos pelos atletas desta modalidade, associados a níveis mais baixos de força dos rotadores externos, fato que desencadeia desequilíbrio nesta articulação. Estas características de produção de força no ombro de atletas de Judô observadas no estudo citado corroboram com as características verificadas no presente estudo.

Da mesma forma, os resultados observados no presente estudo relativos à razão funcional dos atletas de Judô também podem ser relacionados às especificidades da prática na modalidade. Atletas de Voleibol e Handebol realizam rotações internas de ombro em alta intensidade e atingindo elevadas velocidades, exigindo que os músculos antagonistas realizem intensa contração excêntrica para desacelerar o movimento, bem como manter a articulação do ombro estável. Já os atletas de Judô realizam os movimentos de rotação interna em alta intensidade (i.e. massa corporal do adversário), mas em baixas velocidades. A ausência de grandes velocidades no movimento de rotação interna acaba por não exigir que os músculos antagonistas (i.e. rotadores externos) a este movimento executem contração excêntrica tão intensa quanto nas outras modalidades, com o intuito de desacelerar o movimento e manter a articulação estável. Esta ausência de grandes acelerações e, por consequência, menor exigência dos rotadores externos em contração excêntrica parece gerar desequilíbrios musculares na articulação do ombro destes sujeitos por falta de força excêntrica de rotação externa.

## **8 CONCLUSÃO**

O presente estudo demonstrou que a prática de determinadas modalidades esportivas decorre em diferentes e específicas adaptações de produção de força no ombro de seus atletas, devido a características diferenciadas na utilizada de rotação interna e externa de ombro. Em consequência disso, as razões entre musculaturas agonistas e antagonistas de rotação interna de ombro acabam sendo afetadas.

O tempo de retardo eletromecânico parece ser afetado pela prática esportiva somente para o grupo muscular envolvido na rotação externa de ombro. Já para rotação interna, a prática de diferentes modalidades parece não ser suficiente para gerar adaptações específicas.

## **9 APLICAÇÕES PRÁTICAS**

Atletas de Voleibol apresentam satisfatório equilíbrio muscular na articulação do ombro, por conta de altos níveis de força excêntrica de rotação externa. Os curtos tempos de retardo eletromecânico apresentados por estes atletas reforçam ainda mais o equilíbrio da articulação do ombro.

Atletas de Handebol apresentam satisfatório equilíbrio muscular na articulação do ombro, entretanto apresentam valores altos de retardo eletromecânico de rotação externa de ombro, quando comparados com as outras modalidades. Parece então indicado que estes atletas realizem reforço muscular de rotação externa de ombro a fim de diminuir o tempo necessário para ativar estas musculaturas.

Atletas de Judô apresentam equilíbrio muscular da articulação do ombro comprometido, que parece ser devido a níveis de força de rotação interna muito altos e a níveis de força de rotação externa baixos. Parece indicado que estes atletas realizem reforço muscular para rotação externa de ombro, em contração concêntrica, a fim de que se atinjam níveis satisfatórios de equilíbrio de força muscular na articulação do ombro.

## **10 LIMITAÇÕES DO ESTUDO**

No presente estudo foi utilizada a técnica de Eletromiografia de Superfície para acessar a ativação muscular dos músculos de interesse. Visto que esta técnica não nos permite acessar músculos mais profundos, o músculo Peitoral Maior foi escolhido como representante do movimento de rotação interna de ombro. Ao realizar esta escolha, admitiu-se que este músculo é um dos motores primários do movimento estudado, fato não assumido na literatura, tendo ele apenas uma função sinergista no referido movimento. A ausência do grupo

controle não permitiu que os resultados apresentados pelas diferentes modalidades esportivas fossem comparados com resultados de sujeitos sedentários.

## 11 REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P. et al. A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. **Am J Sports Med**, v. 26, n. 2, p. 231-7, Mar-Apr 1998.
- AAGAARD, P. et al. Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiologica Scand*, v. 154, n. 4, p. 421-427, Aug 1995.
- ACKLAND, T. R.; ELLIOTT, B. C.; BLOOMFIELD, J. **Anatomia e biomecânica aplicadas no esporte**. Barueri: Manole, 2011.
- ANVISA: Agência Nacional de Vigilância Sanitária. *Documento das Américas*. Organização Pan-Americana da Saúde. 2010.
- ARNASON, A. et al. Prevention of hamstrings strain in elite soccer: an intervention study. **Scand J Med Sci Sports**, v. 18, p. 40-48, 2007.
- ASKLING, C.; KARLSSON, J.; THORSTENSSON, A. Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload. **Scand J Med Sci Sports**, v. 13, n. 4, p. 244-50, Aug 2003.
- APRELEVA, M. et al. A dynamic analysis of glenohumeral motion after simulated capsulolabral injury. A cadaver model. **J Bone Joint Surg Am**, v. 80, n. 4, p. 474-80, Apr 1998.
- AYALA, F.; CROIX, M. S.; BARANDA, P. S.; SANTONJA, F. Absolute reliability of hamstring to quadriceps strength imbalance ratios calculated using peak torque, joint angle-specific torque and joint ROM-specific torque values. **Int J Sports Med**, v. 33, p. 909-16, Mar-Jun 2012.
- BELL, D. G.; JACOBS, I. Electro-mechanical response times and rate of force development in males and females. **Med Sci Sports Exerc**, v. 18, n. 1, p. 31-6, Feb 1986.
- BENELL, K.; WAJSWELNER, H.; LEW, P.; SCHALL-RIAUCOUR, A.; LESLIE, S.; PLANT, D.; CIRONE, J. Isokinetic strength testing does not predict hamstring injury in Australian Rules footballers. **Br J Sports Med**, v. 32, n. 4, p. 309-314, 1998.
- BERNARD, P. L.; CODINE, P.; MINIER, J. Isokinetic shoulder rotator muscles in wheelchair athletes. **Spinal Cord**, v. 42, p. 222-29, 2004.

BIGLIANI, L. U. et al. Glenohumeral stability. Biomechanical properties of passive and active stabilizers. **Clin Orthop Relat Res**, n. 330, p. 13-30, Sep 1996.

BIZZOCCHI, C. O Voleibol de Alto Nível: da iniciação à competição. São Paulo: Manole, 2008.

BLACKBURN, J. T. et al. Comparison of hamstring neuromechanical properties between healthy males and females and the influence of musculotendinous stiffness. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 19, n. 5, p. e362-9, Oct 2009.

BOLANOWSKI, M.; NILSSON, B. E. Assessment of human body composition using dual-energy x-ray absorptiometry and bioelectrical impedance analysis. **Med Sci Monit**, v. 7, n. 5, p. 1029-33, Sep-Oct 2001.

BUSKO, K.; et al. Strength profile in young male athletes from different sports. **Biomedical Human Kinetics**, v. 5, p. 77-83, 2013.

CAVANAGH, P. R.; KOMI, P. V. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 42, n. 3, p. 159-63, Nov 1979.

COOMBS, R.; GARBUTT, G. Development in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 1, p. 56-62, 2002.

COOLS, A.M.J.; VANDERSTUKKEN, F.; VEREecken, F.; DUPREZ, M.; HEYMAN, K.; GOETHALS, N.; JOHANSSON, F. Eccentric and isometric shoulder rotator cuff strength testing using a hand-held dynamometer: reference values for overhead athletes. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc**, v. 24, p. 3838-3847, April-Aug 2016.

CONCHOLA, E. C.; THOMPSON, B. J.; SMITH, D. B. Effects of neuromuscular fatigue on the electromechanical delay of the leg extensors and flexors in young and old men. **Eur J Appl Physiol**, v. 113, n. 9, p. 2391-9, Sep 2013.

COSTA, P. B. et al. Effects of short-term resistance training and subsequent detraining on the electromechanical delay. **Muscle Nerve**, v. 48, n. 1, p. 135-6, Jul 2013.

COSTILL, D.; GOLLNIC, P.; JANSSON, E.; SALTIN, B.; STEIN, E. Glycogen depletion pattern in human muscle fibers during distance running. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 89, p. 374-383, 1973.

COSTILL, D.; JANSSON, E.; GOLLNIC, P.; SALTIN, B. Glycogen utilization in leg muscles of men during level and uphill running. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 91, p. 475-481, 1974.

DE STE CROIX, M. B. et al. ACL injury risk in elite female youth soccer: Changes in neuromuscular control of the knee following soccer-specific fatigue. **Scand J Med Sci Sports**, Dec 30 2014.

DRID, P.; DRAPSIN, M.; TRIVIC, T.; LUKAC, D.; OBADOV, S.; MILOSEVIC. Asymmetry of muscle strength in elite athletes. **Biomedical Human Kinetics**, v. 1, p. 3-5, 2009.

DVIR, Z. **Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications**. Churchill Livingstone, 2004.

DVIR, Z. et al. Thigh muscle activity and anterior cruciate ligament insufficiency. **Clinical Biomechanics**, v. 4, n. 2, p. 87–91, 1989.

ENOKA, R. M. **Neuromechanics of Human Movement**. Human Kinetics, 2008.

ESCAMILLA, R. F.; YAMASHIRO, K.; PAULOS, L.; ANDREWS, J. R. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. **Sports Med**, v. 39, n. 8, p. 663-85, 2009.

FERREIRA, M. A.; BRITO, A. V. Electromechanical delay in ballistic movement of superior limb: comparison between karate athletes and nonathletes. **Percep Motor Skills**, v. 111, n. 3, p. 722-34, 2010.

FINSTERBUSH, A.; POGRUND, H. The hypermobility syndrome. Musculoskeletal complaints in 100 consecutive cases of generalized joint hypermobility. **Clin Orthop Relat Res**, n. 168, p. 124-7, Aug 1982.

FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. **Fundamentos do Treinamento de Força Muscular**. São Paulo: Artmed, 1999.

FRANCHINI, E.; BRITO, C. J.; FUKUDA, D. H.; ARTIOLI, G. G. The physiology of judo-specific training modalities. **Journal of strength and conditioning research**, v.0, p. 1-8, 2013.

FRANCHINI, E. **Judô: desempenho competitivo**. Barueri, SP: Manole, 2010.

GOLLNICK, P. D.; ARMSTRONG, R. B.; SAUBERT, C. W.; PIEHL, K; SALTIN, B. Enzyme activity and fiber composition in skeletal muscle of untrained and trained men. **J App Physiology**, v. 33, n. 3, Sep 1972.

GRABINER, M. D. Bioelectric characteristics of the electromechanical delay preceding concentric contraction. **Med Sci Sports Exerc**, v. 18, n. 1, p. 37-43, Feb 1986.

GRACIE, R. D., J. **Mastering JuJitsu**. Human Kinetics, 2003.

GULICK, D. T.; DUSTMAN, C. S.; OSSOESKI, L. L.; DUNCAN, O. M.; THOMAS, C. P.; TRUCANO, S. Side dominance does not affect dynamic control strength ratios in the shoulder. **Isokinetics Exercise Science**, v. 9, n. 2, p. 79-84, Dec-Dec 2001.

GUNAY, E.; CELIK, A.; AKSU, F.; COKSEVIM, B. The investigation of the visual and auditory reaction times of 14-16 years old aged tennis and volleyball players. **DEU Tip Fakultesi Dergisi**, v.25, p. 63-67, 2011.

HAGOOD, S. et al. The effect of joint velocity on the contribution of the antagonist musculature to knee stiffness and laxity. **Am J Sports Med**, v. 18, n. 2, p. 182-7, Mar-Apr 1990.

HAKKINEN, K.; KOMI, P. V. Changes in neuromuscular performance in voluntary and reflex contraction during strength training in man. **Int J Sports Med**, v. 4, n. 4, p. 282-8, Nov 1983.

HAMILL, J. K., K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 2008.

HANNAH, R. et al. Explosive hamstrings-to-quadriceps force ratio of males versus females. **Eur J Appl Physiol**, v. 115, n. 4, p. 837-47, Apr 2015.

HANNAH, R. et al. Longer electromechanical delay impairs hamstrings explosive force versus quadriceps. **Med Sci Sports Exerc**, v. 46, n. 5, p. 963-72, 2014.

HAWKINS, R. J. et al. Translation of the glenohumeral joint with the patient under anesthesia. **J Shoulder Elbow Surg**, v. 5, n. 4, p. 286-92, Jul-Aug 1996.

HERZOG, W.; Guimaraes, A. C. S.; ZHANG, Y. T. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. Chichester, UK: Wiley, 1999.

HESS, S. A. et al. Timing of rotator cuff activation during shoulder external rotation in throwers with and without symptoms of pain. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 35, n. 12, p. 812-20, Dec 2005.

HEWETT, T. E.; MYER, G. D.; ZAZULAK, B. T. Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. **J Sci Med Sport**, v. 11, n. 5, p. 452-9, Sep 2008.

HULTEN, B.; THORSTENSSON, A.; SJODIN, B.; KARLSSON, J. Relationship between isometric endurance and fibre types in human leg muscles. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 93, n. 1, p. 135-38, 1975.

HUROV, J. Anatomy and mechanics of the shoulder: review of current concepts. **J Hand Ther**, v. 22, n. 4, p. 328-42; quiz 343, Oct-Dec 2009.

ISHIKAWA, T.; DRAEGER, D. **Judo Training Methods: a soucerbook**. Singapore: Tuttle, 1999.

JENKINS, N. D. M.; HOUSH, T. J.; BUCKNER, S. L.; BERGSTROM, H. C.; SMITH, C. M.; COCHRANE, K. C.; HILL, E. C.; MIRAMONTI, A. A.; SCHMIDT, R. J.; JOHNSON G. O.; CRAMER, J. T. Four weeks of high-versus low-load resistance training to failure on the rate of torque development, electromechanical delay, and contractile twitch properties. **J Musculoskelet Neuronal Interact**, v. 16, n. 2, p. 135-44, Jun 2016.

JEROSCH, J.; CASTRO, W. H. Shoulder instability in Ehlers-Danlos syndrome. An indication for surgical treatment? **Acta Orthop Belg**, v. 56, n. 2, p. 451-3, 1990.

JORDAN, M. J.; AAGAARD, P.; HERZOG, W. Rapid hamstrings/quadriceps strength in ACL-reconstructed elite Alpine ski racers. **Med Sci Sports Exerc**, v. 47, n. 1, p. 109-19, Jan 2015.

KABLAN, N.; et al. Factors affecting the shoulder proprioceptive sense among male volleyball players. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 12, p. 193-198, 2004.

KANDEL, E. R. S.; JESSELL, T. M. **Principles of neural science**. New York: McGraw-Hill, 1994.

KELLIS, E.; KATIS, A. Quantification of Functional Knee Flexor to Extensor Moment Ratio Using Isokinetics and Electromyography. **Journal of Athletic Training**, v. 42, p. 477-485, 2007.

KNEZEVIC, O. M.; MIRKOV, D. M. Strength Assessment in Athletes Following an Anterior Cruciate Ligament Injury. **Isokinetics**, v. 45, p. 3-15, 2013.

KRONBERG, M.; NEMETH, G.; BROSTROM, L. A. Muscle activity and coordination in the normal shoulder. An electromyographic study. **Clin Orthop Relat Res**, n. 257, p. 76-85, Aug 1990.

KROSSHAUG, T. et al. Biomechanical analysis of anterior cruciate ligament injury mechanisms: three-dimensional motion reconstruction from video sequences. **Scand J Med Sci Sports**, v. 17, n. 5, p. 508-19, Oct 2007.

KUBO, K.; TSUNODA, N.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Activation of Agonist and Antagonist Muscles at Different Joint Angles During Maximal Isometric Efforts. **Eur J Appl Physiol**, v. 91, p. 349-352, 2004.

KURATA, K.; HOSHI, E. Movement-related neuronal activity reflecting the transformation of coordinates in the ventral premotor cortex of monkeys. **J Neurophysiol**, v. 88, n. 6, p. 3118-3132, 2002

LABRIOLA, J. E. et al. Stability and instability of the glenohumeral joint: the role of shoulder muscles. **J Shoulder Elbow Surg**, v. 14, n. 1 Suppl S, p. 32S-38S, Jan-Feb 2005.

LAROCHE, D. P.; CREMIN, K. A.; GREENLEAF, B.; CROCE, R. V. Rapid torque development in older female fallers and non-fallers: a comparison across lower-extremity muscles. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 20, p. 482-8, 2010.

LIN, H. et al. Isokinetic Characteristics of Shoulder Rotators in Patients With Adhesive Capsulitis. **J Rehabil Med**, v. 41, p. 563-568, 2009.

LIPPERT, L. S. **Cinesiologia clínica para fisioterapeutas**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

LIPPITT, S.; MATSEN, F. Mechanisms of glenohumeral joint stability. **Clin Orthop Relat Res**, n. 291, p. 20-8, Jun 1993.

MAFFIULETTI, N. A.; AAGARD, P.; BLAZEVIČH, J. F.; TILLIN, N.; DUCHATEAU, J. Rate of force development: physiological and methodological considerations. **Eur J App Physiology**, v. 116, n. 6, p. 1091-1116, Jun 2016.

MAGALHÃES, J. et al. Isokinetic strength assessment in athletes of different sports, ages, gender and positional roles. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 1, n. 2, p. 13-21, 2001.

MERCER, T. H. et al. Prolonged intermittent high intensity exercise impairs neuromuscular performance of the knee flexors. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 77, n. 6, p. 560-2, May 1998.

MOSS, S.L.; MCWHANNELL, N.; MICHALSIK, L. B.; TWIST C. Anthropometric and physical performance characteristics of top-elite, elite and non-elite youth female team handball players. **Journal of Sports Sciences**, DOI: 10.1080/02640414.2015.1012099, 2015.

NEER, C. S. **Dislocations. Shoulder reconstruction**. Philadelphia: Saunders, 1990.

NEWTON, R. U.; GERBER, A.; NIMPHIUS, S.; SHIM, J. K.; DOAN, B. K.; ROBERTSON, M.; PEARSON, D. R.; CRAIG, B. W.; HAKKINEN, K.; KRAEMER, W. J. Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. **J Strength Cond Research**, v. 20, n. 4, p. 971-77, 2006.

NORMAN, R. W.; KOMI, P. V. Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. **Acta Physiol Scand**, v. 106, n. 3, p. 241-8, Jul 1979.

OPAR, D. A.; WILLIAMS, M. D.; SHIELD, A. J. Hamstrings Strain Injuries: factors that lead to injury an re-injury. **Sports Med**, v. 42, n. 3, p. 209-226, 2012.

PAASUKE, M.; ERELIN, J.; GAPEYEVA, H. Neuromuscular fatigue during repeated exhaustive submaximal static contractions of knee extensor muscles in endurance-trained, power-trained and untrained men. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 166, n.4, p. 319-26, Aug 1999.

POCECCO, E.; et al. Injuries in judo: a systematic literature review including suggestions for prevention. **Br J Sports Med**, v. 47, p. 1139-1143, 2013.

PRENTICE, W. E. **Principles of athletic training: a competency-based approach**. New York: McGraw-Hill, 14<sup>th</sup> ed., 2011.

PROVENZANO, P. P. et al. Subfailure damage in ligament: a structural and cellular evaluation. **J Appl Physiol (1985)**, v. 92, n. 1, p. 362-71, Jan 2002.

REMA, L. F. et al. Biomechanical evaluation of multidirectional glenohumeral instability and repair. **Clin Orthop Relat Res**, n. 416, p. 225-36, Nov 2003.

ROSSLER, R. et al. Exercise-Based Injury Prevention in Child and Adolescent Sport: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Med**, Aug 17, 2014.

RUAS, C. V. et al. Specific joint angle assessment of the shoulder rotators. **Isokinet Exerc Sci**, v. 22, n. 3, p. 197-204, 2014.

RUIVO, R. PEZARAT-CORREIA, P.; CARITA, A. L. Elbow and shoulder muscles strength profile in judô athletes. **Isok and Exercise Science**, v. 20, n. 1, p. 41-45, Feb-Feb 2012.

SAHALY, R.; VANDEWALLE, H.; DRISS, T.; MONOD, H. Maximal voluntary force and rate of force development in humans - importance of instruction. **Eur J App Physiology**, v. 85, n. 3-4, p. 345-50, Aug 2001.

SANTOS, L. R. G. 1000 Exercícios para Handebol. Rio de Janeiro: Sprint, 1997.

SERRIEN, B.; et al. Differences in ball speed and three-dimensional kinematics between male and female handball players during a standing throw with run-up. **Sports Science, Medicine and Rehabilitation**, DOI: 10.1186/s13102-015-0021-x, 2015.

SHONDELL, D.; REYNAUD, C. The Volleyball Coaching Bible. Champaign: Human Kinetics, 2002.

SIMONA, F. P.; FLORIN, T.; SIMONA, T. D. Development of explosive power to students with specific means of volleyball game. **Social and behavioral sciences**, v. 197, p. 420-425, 2015.

STEENBRINK, F. et al. Glenohumeral stability in simulated rotator cuff tears. **J Biomech**, v. 42, n. 11, p. 1740-5, Aug 7 2009.

STERKOWICZ, S. et al. Effect of acute effort on isometric strength and body balance: trained vs. untrained paradigm. **Plos ONE**, v.11 (5), 2016.

STICKLEY, C. D.; HETZLER, R. K.; FREEMYER, B. G.; KIMURA, I. F. Isokinetic peak torque ratios and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes. **J Athl Train**, v. 43, n. 6, p. 571-7, Oct-Dec 2008.

STOCK, M. S.; OLINGHOUSE, K. D.; MOTA, J. A.; DRUSCH, A. S.; THOMPSON, B. J. Muscle group specific changes in the electromechanical delay following short-term resistance training. **J Science Med Sport**, v. 19, n. 9, p. 761-65, Sep 2016.

SZPALA, A.; RUTKOWSKA-KUCHARSKA, A.; DRAPALA, J. Electromechanical delay of abdominal muscles is modified by low back pain prevention exercise. **Acta Bioeng Biomech**, v. 16, n. 3, p. 95-102, 2014.

SZPALA, A.; RUTKOWSKA-KUCHARSKA, A.; STAWIANY, M. Symmetry of electromechanical delay, peak torque and rate of force development in knee flexors and extensors in female and male subjects. **Acta Bioeng Biomech**, v. 17, n. 1, p. 61-8, 2015.

TABBEN, M.; et al. Physical and physiological characteristics of high-level combat sport athletes. **Journal of combat sports and martial arts**, v.1, p. 1-5, 2014.

TENTOLLER, C. A. **Handebol: Teoria e Prática**. Rio de Janeiro: Sprint, 2008.

TESCH, P. A.; LINDBERG, S. Blood lactate accumulation during arm exercise in world class kayak paddlers and strength trained athletes. **Eur J App Phys Occ Phys**, v. 52, n. 4, p. 441-445, Jun 1983.

TILLAR, R.V.D. Comparison of range of motion tests with throwing kinematics in elite team handball players. **Journal of sports sciences**, v. 23, p. 264, 2016.

TILLIN, N. A.; JIMENEZ-REIS, P.; PAIN, M. T. G.; FOLLAND, J. P. Neuromuscular performance of explosive power athletes versus untrained individuals. **Med Science Sports Exercise**, v. 42, n. 4, p. 781-790, 2010.

TWIST, C.; GLEESON, N.; ESTON, R. The effects of plyometric exercise on unilateral balance performance. **J Sports Sci**, v. 26, n. 10, p. 1073-80, Aug 2008.

VAZ, M. A. et al. Mechanism of electrically elicited muscle vibrations in the in situ cat soleus muscle. **Muscle Nerve**, v. 19, n. 6, p. 774-6, Jun 1996.

VERHAGEN, E.A.L.M.; et al. A one season prospective cohort study of volleyball injuries. **Br J Sports Med**, v. 38, p. 477-481, 2004.

VIITASALO, J. T.; KOMI, P. V. Interrelationships between electromyographic, mechanical, muscle structure and reflex time measurements in man. **Acta Physiol Scand**, v. 111, n. 1, p. 97-103, 1981.

VIITASALO, J. T.; KOMI, P. V. Force-time characteristics and fiber composition in human leg extensor muscles. **Eur J App Phys Occ Phys**, v. 40, n. 1, p. 7-15, Mar 1978.

VON EISENHART-ROTHER, R. M. et al. Relevance of arm position and muscle activity on three-dimensional glenohumeral translation in patients with traumatic and atraumatic shoulder instability. **Am J Sports Med**, v. 30, n. 4, p. 514-22, Jul-Aug 2002.

VOS, E. J.; HARLAAR, J.; VAN INGEN SCHENAU, G. J. Electromechanical delay during knee extensor contractions. **Med Sci Sports Exerc**, v. 23, n. 10, p. 1187-93, Oct 1991.

WANG, V. M.; FLATOW, E. L. Pathomechanics of acquired shoulder instability: a basic science perspective. **J Shoulder Elbow Surg**, v. 14, n. 1 Suppl S, p. 2S-11S, Jan-Feb 2005.

WEBER, F. S. et al. Isokinetic Assessment in Professional Soccer Players and Performance Comparison According to Their Different Positions in the Field. **Rev Bras Med Esporte**, v. 16, p. 264-268, 2010.

WINIARSKI, S.; DUBIEL-WUCHOWICZ, K.; RUTKOWSKA-KUCHARSKA, A. Symmetry of support scull and vertical position stability in synchronized swimming. **Acta Bioeng Biomech**, v. 15, n. 1, p. 113-22, 2013.

YEUNG, S. S.; SUEN, A. M. Y.; YEUNG, E. W. A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: Preseason muscle imbalance as a possible risk factor. **Br J Sports Med**, v. 43, p. 589-94, 2009.

ZARINS, B.; MCMAHON, M. S.; ROWE, C. R. Diagnosis and treatment of traumatic anterior instability of the shoulder. **Clin Orthop Relat Res**, n. 291, p. 75-84, Jun 1993.

ZEBIS, M. K. et al. Rapid hamstring/quadriceps force capacity in male vs. female elite soccer players. **J Strength Cond Res**, v. 25, n. 7, p. 1989-93, Jul 2011.

ZHOU, S. et al. Electromechanical delay in isometric muscle contractions evoked by voluntary, reflex and electrical stimulation. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 70, n. 2, p. 138-45, 1996.

ZVIJAC, J. E. et al. Isokinetic Concentric Quadriceps and Hamstring Normative Data for Elite Collegiate American Football Players Participating in the NFL Scouting Combine. **J Strength Cond Res**, v. 28, n. 4, p. 875-83, Apr 2014.

## 12 ANEXOS

### Anexo 1. Termo de consentimento livre e esclarecido

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA SUPERIOR DE EDUCAÇÃO FÍSICA  
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar do estudo intitulado “**Diferenças no retardo eletromecânico e equilíbrio muscular na articulação do ombro entre praticantes de diferentes modalidades esportivas e sedentários**”. Este estudo tem por objetivo verificar os efeitos e adaptações geradas pela prática de diferentes modalidades esportivas no equilíbrio muscular encontrado na articulação do ombro. Este estudo será composto por 4 grupos:

- Grupo composto por sujeitos sedentários;
- Grupo composto por praticantes de Voleibol;
- Grupo composto por praticantes de Handebol;
- Grupo composto por praticantes de Judô.

Você será alocado no grupo correspondente à sua modalidade esportiva ou, se for o caso, no grupo de sujeitos sedentários. Todos os sujeitos dos diferentes grupos serão submetidos ao mesmo protocolo de avaliação, que consistirá em avaliações de força na articulação do ombro e medidas antropométricas.

O estudo será realizado na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (ESEFID/UFRGS), que se localiza na Rua Felizardo Furtado, 750, bairro Jardim Botânico na cidade de Porto Alegre. As avaliações serão realizadas na mesma Escola no Laboratório

de Pesquisa do Exercício (LAPEX). As sessões de avaliação serão divididas em dois dias, separados por um intervalo de uma semana. A duração média da primeira sessão será de 40 minutos e a duração da segunda sessão será de 1 hora e 30 minutos.

Nas duas visitas realizadas ao laboratório, você será submetido aos seguintes procedimentos:

- Testes ortopédicos realizados na articulação do ombro, visando verificar se você possui alguma limitação na amplitude de movimento desta articulação, bem como qualquer tipo de instabilidade articular.
- Mensuração do seu peso corporal e de sua estatura.
- Testes de força máxima, realizados de maneira estática e em movimento, onde você terá de realizar força máxima nos movimentos de rotação interna e externa de ombro, com velocidade controlada, durante a amplitude de movimento permitida por sua articulação.
- Sua pele será depilada e limpa com álcool em regiões específicas onde serão colocados eletrodos de superfície, os quais possuem um gel para que seja fixado à sua pele, com o objetivo de captar a ativação elétrica produzida por seus músculos durante os testes de força.

Pessoas capacitadas serão responsáveis por acompanhar e realizar todos os procedimentos acima descritos, sendo que toda a explicação necessária será fornecida durante os testes. Estes testes visam avaliar a estabilidade e o equilíbrio muscular da sua articulação do ombro, o que possibilitará identificar como a prática de uma modalidade esportiva ou o sedentarismo influenciam o equilíbrio e estabilidade de seu ombro.

Eventos adversos podem ocorrer durante a realização dos testes, como desconforto, cansaço, dores musculares e articulares, bem como lesão muscular e articular, uma vez que você estará fazendo esforço físico. Os eventos adversos se caracterizam como qualquer ocorrência médica inconveniente sofrida por um participante do estudo que não necessariamente apresenta relação causal com a intervenção em investigação. Durante a realização dos testes de força podem ocorrer modificações cardiovasculares, como pressão arterial fora do normal, desmaio, ritmo cardíaco irregular e ataques cardíacos (evento muito raro dentre população jovem e saudável). Você será instruído a realizar os exercícios e

testes de maneira confortável e se necessário você receberá o atendimento adequado. Os testes e procedimentos a serem realizados neste estudo já foram realizados diversas vezes por nossa equipe.

Durante os testes realizados um médico responsável estará presente no LAPEX, bem como estará disponível uma linha telefônica para a necessidade de contatar o Serviço de Atendimento Móvel de Emergência (SAMU - 192). Os pesquisadores responsáveis por este projeto serão o Professor Doutor Ronei Silveira Pinto e seu orientando o Mestrando Felipe Minozzo, assim como outras pessoas estarão envolvidas na realização desse estudo, sendo todos profissionais capacitados.

Todos os dados coletados neste estudo serão utilizados para publicação, sendo estes somente disponibilizados sob o seu consentimento. No momento da publicação não será feita nenhuma associação entre os dados publicados e a sua pessoa. Não haverá compensação financeira pela participação nesse estudo. Essa pesquisa implica em benefícios ao participante em conhecer seu perfil físico, bem como a estabilidade e equilíbrio da sua articulação do ombro.

Os pesquisadores responsáveis poderão ser contatados pelos telefones (51) 3308-5894 ou (51) 8936-4038, para qualquer dúvida ou problema a respeito da sua participação na pesquisa. Além disso, se você sentir qualquer violação dos seus direitos, você poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS pelo telefone (51) 3308-3738. Qualquer evento adverso grave será informado ao CEP em menos de 48 horas após a ocorrência. Durante o andamento do estudo você poderá se recusar a prosseguir a qualquer momento e poderá pedir o desligamento da pesquisa.

Uma via do presente documento ficará com você e a outra ficará guardada com os pesquisadores desse projeto. Ambas as vias estarão assinadas por você e pelo pesquisador responsável.

Eu \_\_\_\_\_ acredito ter sido suficientemente informado a respeito da pesquisa que tem por objetivo avaliar e comparar estabilidade, força e equilíbrio da articulação do ombro entre sujeitos praticantes de diferentes modalidades esportivas e sujeitos sedentários. Ficam claros para mim, quais os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos, riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimento permanente.

Porto Alegre \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

Assinatura do participante: \_\_\_\_\_

Nome do pesquisador: \_\_\_\_\_

Assinatura do pesquisador: \_\_\_\_\_

## Anexo 2. Cartaz de divulgação do estudo para sujeitos sedentários

**PPGCMH** PROGRAMA DE  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL PÓS-GRADUAÇÃO EM  
CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO



Seleciona-se voluntários para a pesquisa:

### EQUILÍBRIO MUSCULAR DA ARTICULAÇÃO DO OMBRO ENTRE PRATICANTES DE DIFERENTES MODALIDADES ESPORTIVAS E SEDENTÁRIOS

Requisitos:

- Ser do sexo masculino
- Não praticar exercício físico sistemático
- Ter entre 20 e 40 anos
- Disponibilidade para duas visitas (1ª visita: 40min; 2ª visita 1h e 30min.)

Local: UFRGS – ESEFID

Contato: Felipe Minozzo

Fone: 89364038

E-mail: [minozzo81@hotmail.com](mailto:minozzo81@hotmail.com)



Pesquisador Orientador: Ronei S. Pinto

Contato: [ronei.pinto@ufrgs.br](mailto:ronei.pinto@ufrgs.br)

### Anexo 3. Cartaz de divulgação do estudo para atletas

**PPGCMH** PROGRAMA DE  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL PÓS-GRADUAÇÃO EM  
CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO



Seleciona-se voluntários para a pesquisa:

EQUILÍBRIO MUSCULAR DA ARTICULAÇÃO DO OMBRO ENTRE  
PRATICANTES DE DIFERENTES MODALIDADES ESPORTIVAS E  
SEDENTÁRIOS

Requisitos:

- Ser do sexo masculino
- Possuir entre 20 e 40 anos de idade
- Mínimo de 6 anos de prática em Judô, Vôlei ou Handebol
- Realizar um mínimo de 4 treinos semanais
- Disponibilidade para duas visitas (1ª visita: 40min; 2ª visita: 1h 30min)

Local: UFRGS – ESEFID

Contato: Felipe Minozzo

Fone: 89364038

E-mail: [minozzo81@hotmail.com](mailto:minozzo81@hotmail.com)



Pesquisador Orientador: Ronei S. Pinto

Contato: [ronei.pinto@ufrgs.br](mailto:ronei.pinto@ufrgs.br)