
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E
TECNOLOGIAS**

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DOS MÚSCULOS ROTADORES DO OMBRO EM
ATLETAS DE ELITE DE POLO AQUÁTICO E JOVENS FISICAMENTE ATIVOS**

FABIANO GOMES TEIXEIRA

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

Novembro - 2017

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS
CAMPUS DE RIO CLARO**

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DOS MÚSCULOS ROTADORES DO OMBRO EM
ATLETAS DE ELITE DE POLO AQUÁTICO E JOVENS FISICAMENTE ATIVOS**

Fabiano Gomes Teixeira

Orientador: Prof. Dr. Adalgiso C Cardozo

**Rio Claro – SP
2017**

796.022 Teixeira, Fabiano Gomes
T266a Avaliação biomecânica dos músculos rotadores do ombro em atletas de elite de polo aquático e jovens fisicamente ativos / Fabiano Gomes Teixeira. - Rio Claro, 2017
88 f. : il., figs., gráfs.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista,
Instituto de Biociências de Rio Claro
Orientador: Adalgiso C. Cardozo

1. Cinesiologia. 2. Biomecânica. 3. Polo aquático. 4.
Ombro. I. Título.

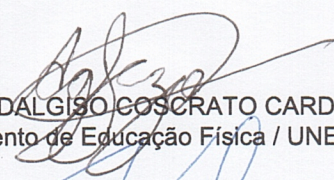
CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

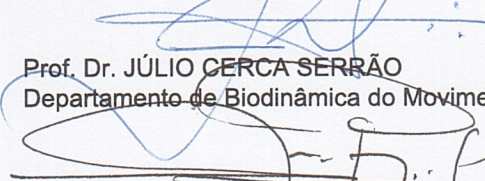
TÍTULO DA TESE: **AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DOS MÚSCULOS ROTADORES DO OMBRO EM ATLETAS DE ELITE DE POLO AQUÁTICO E JOVENS FISICAMENTE ATIVOS**

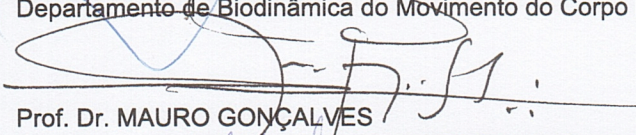
AUTOR: FABIANO GOMES TEIXEIRA

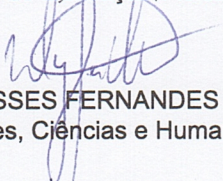
ORIENTADOR: ADALGISO COSCRATO CARDOZO

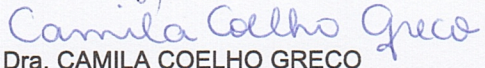
Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Doutor em DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIAS, área: TECNOLOGIAS NAS DINÂMICAS CORPORAIS pela Comissão Examinadora:


Prof. Dr. ADALGISO COSCRATO CARDOZO
Departamento de Educação Física / UNESP - Instituto de Biociências de Rio Claro - SP


Prof. Dr. JÚLIO CERCA SERRÃO
Departamento de Biodinâmica do Movimento do Corpo Humano / Universidade de São Paulo - SP


Prof. Dr. MAURO GONÇALVES
Departamento de Educação Física / UNESP - Instituto de Biociências de Rio Claro - SP


Prof. Dr. ULYSSES FERNANDES ERVILHA
Escola de Artes, Ciências e Humanidades / Universidade de São Paulo - SP


Profa. Dra. CAMILA COELHO GRECO
Departamento de Educação Física / UNESP - Instituto de Biociências de Rio Claro - SP

Rio Claro, 22 de novembro de 2017

DEDICATÓRIA

Aos meus amados pais Olindo e Solange,
afilhada Alice, esposa Mônica e filho
Theo que são a razão do meu existir.

AGRADECIMENTOS

Sou muito grato a todos que durante meu percurso contribuíram com minha formação e crescimento pessoal e profissional. Certamente esta sessão não seria suficiente para nominalmente agradecer todo mundo, mas tentarei expressar aqui minha gratidão àqueles sem os quais esse trabalho não seria possível.

Aos meus familiares pelo amor, apoio incondicional, incentivo e inspiração.

Ao SESI-SP que foi pilar fundamental na minha formação educacional, esportiva e como cidadão desde sempre e que há 12 anos é a instituição na qual trabalho e que proporciona inúmeras oportunidades, inclusive dando suporte total para a conclusão desta etapa. Muito obrigado aos técnicos, atletas, lideranças, colegas e amigos pelo incentivo.

À UNESP Rio Claro, principalmente ao departamento de Educação Física, que por meio dos professores, funcionários e amigos sempre me fazem sentir em casa quando lá estou.

Aos voluntários deste estudo: atletas de polo aquático e estudantes da educação física, muito obrigado pelo empenho na realização dos testes e pela incrível contribuição que foi dada.

Aos colegas de Laboratório de Biomecânica da UNESP- Rio Claro que liderados pelos professores Mauro e Adalgiso agregaram muito com as discussões e o aprendizado durante o processo e foram fundamentais com grande contribuição durante as coletas em Rio Claro.

Aos professores Mauro Gonçalves, Camila Grecco, Ulysses Ervilha e Julio Serrão pela disponibilidade de contribuir com este trabalho. É uma honra poder aprender com profissionais excepcionais que são referência em suas áreas.

Ao amigo, professor e orientador Adalgiso pelo aprendizado, amizade, oportunidades e parceria. Sinto ainda mais orgulho em ser seu amigo depois que passei por todo o processo desta pós-graduação, sendo seu aluno e orientando, pude ver ainda mais de perto a inteligência e assertividade com que você conduz seu trabalho e sua vida.

RESUMO

O polo aquático é um esporte coletivo, jogado na água e de alta intensidade, que exige ótima condição física dos atletas. Considerando a importância do complexo do ombro nas ações de jogadores do polo aquático, tornou-se importante investigar a influência das variáveis de torque e propriocepção, as quais podem ser afetadas e predispor o atleta a lesões. Além disso, o presente estudo pretendeu identificar a influência da fadiga e quais as contribuições da bandagem elástica quando aplicada na articulação do ombro sobre o desempenho de força e propriocepção em atletas. Participaram deste estudo 20 voluntários homens, 10 atletas profissionais de Polo Aquático e 10 jovens fisicamente ativos, os quais foram submetidos a testes (Cinestesia, Senso de Posição Ativo, Isocinético Concêntrico/Concêntrico e Concêntrico/Excêntrico, torque isométrico máximo, controle de força, indução de fadiga e all out no dinamômetro isocinético) realizados em dinamômetro isocinético (Byodex System 4 Pro), com e sem bandagem funcional. Para o tratamento estatístico foram realizados testes de normalidade (Shapiro-Wilk) e de homocedasticidade (Levene) e garantidas às condições de distribuição normal e variâncias homogêneas, foi utilizado o teste paramétrico t-Student para amostras pareadas e independentes com o nível de significância de $\alpha < 0.05$. Os resultados mostraram que não houve influência da bandagem elástica nas variáveis estudadas em atletas. Em relação aos jovens fisicamente ativos foram encontradas influência da fadiga no Toque Máximo Isométrico e isocinético para rotação interna (concêntrica). Já ao comparar os grupos, os resultados mostraram que atletas apresentam maior torque máximo tanto isométrico como isocinético nos rotadores do ombro, e que apesar das diferenças no TC e W' maiores em atletas em aproximadamente 40%, quando o torque crítico é normalizado pela CVM, não existe diferença entre os grupos. O presente estudo concluiu que a Bandagem Elástica não interferiu no desempenho e por isso não existem implicações contrárias à sua utilização terapêutica e que o tipo de atividade e treinamento realizados no polo aquático não são próprios para aumentar os percentuais de torque crítico e que o mesmo é maior, devido a maiores capacidades de força e não necessariamente devido a melhora na resistência.

Palavras chave: Biomecânica. Polo Aquático. Ombro

ABSTRACT

The water polo is a collective sport, played in the water with high intensity, which requires optimum physical condition of the athletes. Considering the importance of the shoulder complex in the actions of water polo players, it has become important to investigate the influence of torque and proprioception variables, which may be affected and predispose the athlete to injury. In addition, the present study aimed to identify the influence of fatigue and the contributions of elastic bandage when applied to the shoulder joint on the performance of torque and proprioception in athletes. Have participated in this study 20 male volunteers, 10 professional water polo athletes and 10 physically active young people, who performed the tests (kinesthesia, active position sensing, concentric / concentric and concentric / eccentric isokinetic torque, maximal isometric torque, induction of fatigue and all out) performed in isokinetic dynamometer (Byodex System 4 Pro), with and without functional bandage. For the statistical treatment, normality (Shapiro-Wilk) and homoscedasticity (Levene) tests were performed and guaranteed to the conditions of normal distribution and homogeneous variances, the Student's t-parametric test was used for paired and independent samples with the significance level of $\alpha < 0.05$. The results showed that there was no influence of the elastic bandage on the variables studied in athletes. In relation to the physically active young people, the influence of fatigue was found in Isometric Maximum Torque and isokinetic for internal (concentric) rotation. When comparing the groups, the results showed that athletes presented higher isometric and isokinetic maximum torque in shoulder rotators, and that despite differences in CT and W 'in athletes by approximately 40%, but when the critical torque is normalized by CVM , there is no difference between groups. The present study concluded that elastic Bandage did not interfere in the performance and therefore there are no implications contrary to its therapeutic use and that the type of activity and training performed in the water polo are not proper to increase the percentages of critical torque, once it is higher, due to higher strength capacities and not necessarily due to improved resistance.

Keywords: Biomechanics. Water Polo. Shoulder

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Dinamômetro utilizado para as avaliações e posicionamento do participante.....	44
Figura 2 - Aplicação da bandagem funcional conforme manual de instruções. Adaptado do manual de aplicação de Bandagem funcional para suporte e estabilização dos músculos do manguito rotador.....	46
Figura 3 - Aquecimento pré-avaliação.....	47
Figura 4 - Posicionamento e dispositivos utilizados para propriocepção.....	50
Figura 5 - Delineamento experimental.....	52
Figura 6 - Valores médios e desvio padrão do Pico de torque isométrico dos atletas de polo aquático sem (SB) e com (CB) bandagem elástica.....	56
Figura 7 - Valores médios do Pico de torque isocinético de rotação externa concêntrica (RE-CON), e de rotação interna concêntrica (RI-CON) e excêntrica (RE-EXC) dos atletas de polo aquático sem (SB) e com (CB) bandagem elástica.....	57
Figura 8 - Exemplo da coleta de dados do Controle de Força (atletas de polo aquático sem (SB) e com (CB) bandagem elástica).....	58
Figura 9 - Valores médios e desvio padrão do Pico de torque isométrico dos jovens fisicamente ativos pré e pós fadiga.....	60
Figura 10 - Valores médios do Pico de torque isocinético de rotação externa concêntrica (RE-CON), e de rotação interna concêntrica (RI-CON) e excêntrica (RE-EXC) dos jovens fisicamente ativos pré e pós fadiga.....	61
Figura 11 - Valores médios da TDT dos jovens fisicamente ativos pré e pós fadiga.....	63
Figura 12 - Valores médios e desvio padrão do Pico de torque isométrico dos atletas e jovens fisicamente ativos.....	64
Figura 13 - Valores médios do Pico de torque isocinético de rotação externa concêntrica (RE-CON), e de rotação interna concêntrica (RI-CON) e excêntrica (RE-EXC) dos atletas e jovens fisicamente ativos.....	64
Figura 14 - Exemplo da coleta de dados do teste de All Out de um atleta de polo aquático.....	67
Figura 15 - Torque crítico dos atletas e dos jovens fisicamente ativos, obtidos do teste de All Out.....	67
Figura 16 - W' dos atletas e dos jovens fisicamente ativos, obtidos do teste de All Out.....	68
Figura 17 - Percentual do Torque crítico médio em relação as CIVM em atletas e jovens fisicamente ativos.....	69

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dados antropométricos das participantes.....	56
Tabela 2 - Razão convencional e funcional dos atletas de polo aquático sem (SB) e com (CB) bandagem elástica.....	57
Tabela 3 - Erro Relativo (Desvio Padrão – DP; Coeficiente de Variação – CV) e Erro Absoluto do teste de controle de força dos atletas de polo aquático sem (SB) e com (CB) bandagem elástica	58
Tabela 4 - Acurácia e precisão do teste de cinestesia dos atletas de polo aquático sem (SB) e com (CB) bandagem elástica.....	59
Tabela 5 - Acurácia e precisão do teste de senso de posição ativa dos atletas de polo aquático sem (SB) e com (CB) bandagem elástica.....	59
Tabela 6 - Razão convencional e funcional dos jovens fisicamente ativos Pré e Pós Fadiga.....	61
Tabela 7 - Erro Relativo (Desvio Padrão – DP; Coeficiente de Variação – CV) e Erro Absoluto do teste de controle de força dos jovens fisicamente ativos Pré e Pós Fadiga.....	62
Tabela 8 - Acurácia e precisão do teste de cinestesia dos jovens Pré e pós fadiga.	62
Tabela 9 - Acurácia e precisão do teste de senso de posição ativa dos jovens Pré e pós fadiga.....	63
Tabela 10 - Razão convencional e funcional dos atletas e jovens fisicamente ativos.....	65
Tabela 11 - Tabela 11 - Erro Relativo (Desvio Padrão – DP; Coeficiente de Variação – CV) e Erro Absoluto do teste de controle de força dos atletas e jovens fisicamente ativo.....	65
Tabela 12 - Acurácia e precisão do teste de cinestesia dos atletas e jovens fisicamente ativos.....	66
Tabela 13 - Acurácia e precisão do teste de senso de posição ativa dos jovens Pré e pós fadiga.....	66

LISTA DE SIGLAS

BE – Bandagem Elástica

SB – Sem Bandagem

CB – Com Bandagem

RE - Músculos rotadores externos

RI - Músculos rotadores internos

TC – Torque Crítico

W' - W Prime

CIN - Cinestesia

SPA - Senso de Posição Ativo

CIVAM - Contração Isométrica Voluntária Máxima

CON/CON - Contração Isocinética Máxima Concêntrica/Concêntrica

CON/EXC - Teste de Contração Isocinética Máxima Concêntrica/Excêntrica

TDT - Taxa de desenvolvimento de torque

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	10
2. REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1. Articulação do ombro.....	14
2.2. Métodos de avaliação neuromuscular	19
2.3. Influência da fadiga nas variáveis neuromusculares	28
2.4. Utilização da bandagem elástica	33
2.5. Torque Crítico.....	35
3. JUSTIFICATIVA	41
4. OBJETIVOS	42
4.1. Objetivo Geral	42
4.2. Objetivos Específicos	42
5. MATERIAL E MÉTODOS	43
5.1. Amostra	43
5.2. Equipamentos	44
5.3. Desenho Experimental	45
5.4. Descrição dos testes	50
5.5. Análise dos dados	53
5.6. Análise Estatística	55
6. RESULTADOS	56
7. DISCUSSÃO	70
8. CONCLUSÃO	80
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	81

1 INTRODUÇÃO

O polo aquático é um esporte coletivo, jogado na água e de alta intensidade que acontece por meio de confronto entre duas equipes, cujo objetivo é fazer o maior número de gols possível para a sua equipe (FERRAGUT et al, 2011).

A origem da modalidade remonta à segunda metade do século XIX, sendo considerada uma das mais antigas modalidades desportivas e a primeira modalidade coletiva a participar dos Jogos Olímpicos, em Paris no ano de 1900 (SMITH, 2004). O polo aquático chegou ao Brasil no início do século 20 e foi praticado nas cidades de São Paulo e Rio de Janeiro. O registro do primeiro jogo no país é datado em 1908, na praia Santa Luzia, no Rio de Janeiro. Já o primeiro jogo internacional aconteceu na Baía de Guanabara, em 1919, contra os argentinos (FAP, 2014).

O polo aquático exige ótima condição física dos atletas, sendo a natação e os arremessos a base do jogo, os quais enfatizam a adução e a rotação medial do ombro. Esses gestos esportivos levam a fortalecimento mais acentuado dos músculos rotadores mediais e adutores em relação aos seus antagonistas (CAMPOS, et al., 2005).

Colville e Markman (1999) relataram que, quanto menor a força dos rotadores laterais e maior a força dos rotadores mediais, maior será o risco do atleta do polo aquático sofrer algum tipo de lesão no ombro. Os músculos do manguito rotador trabalham em sinergismo, sendo responsáveis por manter a cabeça do úmero centralizada na fossa glenóide durante a movimentação do braço. Portanto, um desequilíbrio dos músculos do manguito rotador pode levar a uma deficiência no controle da articulação glenoumeral e à consequente lesão nas estruturas dessa região (CAMPOS, et al., 2005).

Além dos efeitos combinados dos movimentos da natação com as fases de arremesso no polo aquático deixarem os atletas mais propensos a desenvolver um desequilíbrio muscular no complexo do ombro (MCMASTER, LONG e CAIOZZO, 1991), estas ações podem ainda estar diretamente associadas com uma elevada incidência de dor e lesões no ombro como relata alguns estudos (WEBSTER, MORRIS e GALNA, 2009).

A prática desta modalidade pode promover também uma sobrecarga excêntrica sobre os rotadores laterais durante a fase de desaceleração – período final do arremesso, que ocorre após a perda do contato da bola com a mão. Alguns estudos que avaliaram algumas funções do complexo do ombro mostraram que os músculos posteriores do manguito rotador trabalham na fase excêntrica, executando uma ação muscular vigorosa para desacelerar o braço na fase final do arremesso, sendo esse o período de maior atividade desses músculos. Essa ação pode causar a separação entre a cabeça do úmero e a fossa glenóide, pois o braço apresenta uma tendência natural em seguir a bola, levando a micro traumas do manguito rotador, lábio glenoidal, cápsula e ligamentos (CAMPOS et al., 2005).

Outros estudos afirmam que músculos fortes e resistentes a esta desaceleração são fundamentais para prevenir possíveis lesões nos tecidos que compreendem o arco coraco-acromial, principalmente em atividades de arremesso (NOFFAL, 2003, PAGE, et al., 1993, LASTAYO et al., 2003).

Ainda sobre as ações do complexo do ombro no polo aquático, algumas análises de relações força-velocidade constataram que, considerando-se uma mesma velocidade, a tensão muscular é sempre maior no trabalho excêntrico e essa diferença aumenta em função do aumento da velocidade de contração (ELLENBECKER, DAVIES e ROWINSKI, 1988).

Nos jogadores de polo, os membros superiores realizam atividades distintas entre si, uma vez que enquanto a bola é arremessada pelo chamado membro de arremesso, o membro contralateral realiza movimentos de sustentação do tronco dentro da água, de modo que é possível haver diferenças funcionais entre os membros. Na literatura, são escassos os estudos dos membros superiores em jogadores de polo aquático, assim como registros do torque excêntrico para os movimentos de rotação lateral e medial (PEZARAT-CORREIA et al., 2005).

Outro fator importante a se considerar refere-se ao fato de no polo aquático este desequilíbrio de forças musculares promoverem hipertrofia dos rotadores internos e adutores, fadigando a musculatura dos rotadores externos e abdutores, que agem como antagonistas (PEZARAT-CORREIA et al., 2005).

Esta fadiga muscular é considerada um grande fator de risco para lesão musculoesquelética (DING et al., 2000), mas poucas ferramentas de previsão estão disponíveis para modelar este fenômeno no polo aquático. O efeito da fadiga muscular no complexo articular do ombro foi uma das maiores preocupações nos últimos anos. Estudos anteriores mostraram que a fadiga do manguito rotador pode alterar a posição de repouso da escápula. No entanto, não está claro se os efeitos da fadiga relacionados com o movimento do ombro vêm da diminuição da força muscular ou da alteração da propriocepção articular (LEE et al., 2003).

Durante contrações musculares máximas a fadiga resulta em uma sistemática queda de desempenho muscular e que podem ser medidas por meio de falhas na força, torque ou capacidade de gerar potência. De maneira similar, durante contrações submáximas acima de uma intensidade crítica a fadiga progride até que não seja mais possível a manutenção de força, do torque ou da potência com a exaustão ocorrendo mesmo antes de contrações com altas intensidades. Dessa

maneira a capacidade de estimar o toque a partir de uma série de contrações máximas permite que esse parâmetro seja também utilizado como intensidade de contrações voluntárias (BURNLEY M., 2009).

A fadiga pode também influenciar a propriocepção, que pode ser avaliada por meio de medidas do senso de posição articular ou de senso de movimento articular; o senso de posição articular determina a capacidade de compreender um determinado ângulo articular e de, após a sua remoção, o reproduzir ativa ou passivamente. Já o senso de movimento articular consiste detectar rapidamente o início de um movimento. Alguns estudos em diferentes contextos e núcleos articulares demonstraram que o exercício indutor de fadiga muscular diminui o senso de posição articular (RIBEIRO et al., 2008).

Uma das estratégias terapêuticas e preventivas utilizadas não só por atletas do polo aquático, mas de maneira geral no esporte, é a aplicação da bandagem elástica (BE). Este é uma fita elástica utilizada para o tratamento e prevenção de lesões esportivas objetivando fornecer proteção e apoio à articulação ou músculos durante o movimento (WILLIANS et. al, 2012).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Articulação do ombro

Anatomicamente a região do ombro envolve os ossos da cintura escapular (escápula e clavícula), manúbrio do esterno e úmero. O ombro pode ser considerado a articulação mais complexa do corpo humano, já que possui cinco articulações: glenoumeral, esternoclavicular, acromioclavicular, coracoclavicular e escauplotorácica (HALL, 2009).

A articulação glenoumeral é a articulação do corpo humano com maior mobilidade permitindo movimentos de flexão, extensão, hiperextensão, abdução, adução, abdução horizontal, adução horizontal, rotação medial e rotação lateral do úmero. Vários ligamentos unem-se à capsula dessa articulação, incluindo os ligamentos glenoumerais superior, médio, inferior e o ligamento coracoumeral. Os tendões dos músculos supra-espinal, infra-espinal, redondo menor e subescapular também se unem à capsula articular e são conhecidos como os músculos do manguito rotador.

Já a articulação esternoclavicular fornece o eixo de rotação mais importante para os movimentos da clavícula e escápula, além disso, permite movimentos livres nos planos frontal e transversal, movimentos de rotação para frente e para trás no plano sagital. A articulação acromioclavicular é uma articulação sinovial articular que permite movimentos limitados nos três planos, permitindo o movimento de levantamento dos braços, enquanto que a articulação coracoclavicular é classificada como sindesmose e permite a realização de poucos movimentos.

Por fim, a articulação escapulotorácica é assim denominada devido à escápula poder se movimentar tanto no plano sagital como no plano frontal em

relação ao tronco. Os músculos inseridos na escápula exercem as funções de estabilizar a região do ombro e facilitar a movimentação do membro superior pelo posicionamento adequado da articulação glenoumeral.

O complexo articular do ombro que engloba a ligação entre o úmero e a escápula – articulação glenoumeral – ligam os ossos da cintura escapular ao tórax. Essas articulações permitem à articulação glenoumeral uma considerável amplitude nos diferentes movimentos do ombro. A grande mobilidade do ombro e o poder dos músculos que produzem estes movimentos são fatores que determinam um risco acentuado de lesão em esportistas de modalidades que envolvem ações de lançamento (PEZARAT-CORREIA, 2010).

Os dados epidemiológicos realizados nos últimos anos indicam que em tenistas o ombro é a região do membro superior mais afetada (KIBLER e SAFRAN, 2000; MARX, SPERLING e CORDASCO, 2001; MAQUIRRIAIN, GHISI e AMATO, 2005). As causas estão relacionadas com a natureza repetitiva e exaustiva dos gestos realizados durante os treinamentos e competições, com as amplitudes extremas de movimento e a particularidade do ombro de se elevar acima dos 90°, e com a elevada velocidade de execução, implicando acelerações máximas seguidas de desacelerações bruscas.

Alguns estudos apresentaram a relevância de ações coordenadas e sincronizadas dos grupos musculares que formam a articulação do ombro, bem como a importância da proporcionalidade das forças dos músculos do manguito rotador durante toda a amplitude articular. Pequenas alterações nas relações entre a força dos rotadores internos e externos dos ombros podem comprometer o funcionamento da articulação. (COOL et al 2002; WADSWORTH e BULLOCK-SAXTON 1997)

As elevadas velocidades da adução horizontal e de rotação interna do ombro devem ser enfatizadas em especial pela importância que apresentam na ação de lançar, em específico para a rotação interna, movimento cuja aceleração é determinante para o sucesso da execução do movimento (SPRIGINGS, et. al, 1994; ELLIOTT, MARSHALL E NOFFAL, 1995).

Estudos importantes em diversas modalidades esportivas dimensionam a velocidade do ombro nestas ações de lançamento. Nestes estudos foram medidas velocidades angulares de rotação interna do ombro de 2000°/s no saque do tênis (ELLIOTT et al., 1995; FLEISIG et al, 2003), 3000°/s (RASH e SHAPIRO, 1995) ou 5000°/s (FLEISIG, et al, 1996) no passe do futebol americano, e de 7000°/s no lançamento de baseball (DILLMAN, FLEISIG e ANDREWS, 1993; FLEISIG et al.,1996).

A potenciação da capacidade de produzir maiores acelerações no movimento de rotação interna do ombro, a qual é desejada pois tende a beneficiar a execução, pode induzir desequilíbrios musculares que aumentam a probabilidade de lesão musculoesquelética. A resultante deste conflito de interesses exemplifica-se num determinado tipo de relação entre o grupo de músculos agonistas, responsáveis pela aceleração do braço, e o grupo de músculos antagonistas, que asseguram a desaceleração do movimento (PEZARAT-CORREIA, 2010).

Sabe-se que os rotadores internos do ombro são mais numerosos e mais fortes que os rotadores externos. Para dar resposta à necessidade de produzir grande aceleração no braço durante os lançamentos, os músculos envolvidos na rotação interna, que intervêm com ações de características pliométricas, apresentam grande intensidade de solicitação como foi evidenciado em estudos que utilizaram o recurso da eletromiografia em diferentes ações de lançamento (PEZARAT-

CORREIA et al, 2005 e ESCAMILLA e ANDREWS, 2009). Essa grande solicitação dos músculos rotadores internos do ombro tende a acentuar o desequilíbrio entre eles e os seus antagonistas, os quais são responsáveis por desacelerar o movimento durante a fase de terminação, por meio de uma ação excêntrica (MOYNES, et al, 1986; PEZARAT-CORREIA et al., 2005 ESCAMILLA e ANDREWS, 2009).

No polo aquático, evidencia-se que o fator acumulativo intenso e repetitivo nas ações de arremesso e nado são fatores que predispõe a dores no ombro (ANNETT, FRICKER E MCDONALD, 2000, ELLIOTT 1993, E GIOMBINI et al, 1997).

Ainda nesta modalidade, esta é jogada na água e com uma bola relativamente grande, o que exige que o ombro seja posicionado em elevação e rotação externa, aumentando a sobrecarga sobre ele. Como não existe uma base de apoio na água, a força necessária no ombro é aumentada para realização dos arremessos. Para realizar esta ação o braço requer rotação externa e abdução na preparação do movimento para permitir a maior força possível no arremesso da bola (ANNETT, FRICKER E MCDONALD, 2000, ELLIOTT 1993, E GIOMBINI et al, 1997).

Especificamente na posição de defesa no polo aquático, os atletas frequentemente bloqueiam o adversário com o mesmo membro que utilizam para arremessar ou passar a bola. Quando esta ação de bloqueio ocorre durante a partida o impacto e a sobrecarga no ombro também é muito acentuado (ANNETT, FRICKER E MCDONALD, 2000).

Os atletas de elite de polo aquático participam de sessões de arremesso direcionados que exigem entre 400-800 movimentos aéreos por sessão e, ao lançar

a bola, o jogador tenta elevar e manter seu tronco alto fora da água, enquanto arremessa a bola da forma mais forte e eficaz possível (ELLIOTT 1993).

Estes atletas arremessam com máxima abdução e rotação externa do ombro com velocidade do arremesso entre 16,6-19,7 m/s. (SMITH, 1998). A força necessária realizada pela região do ombro para estes movimentos intensos e repetidos são os possíveis precursores da instabilidade e desequilíbrio muscular entre os rotores interno e externo do ombro (BROOKS, 1999).

Webster, Morris e Galna (2009) realizaram um estudo sistemático de revisão de literatura referente a dores no ombro em jogadores de polo aquático e afirmaram que os fatores que contribuem para a incidência de dor no ombro em atletas de polo aquático parecem ser multifatoriais, ou seja, fatores associados com aumento de dor incluíram aumento da mobilidade na região do ombro, maior desequilíbrio nos músculos do manguito rotador e quantidade elevada de arremessos na água.

O ombro está sujeito tanto a lesões traumáticas quanto a lesões por utilização excessiva, o que representa de 8 a 13% de todas as lesões relacionadas ao esporte (HALL, 2009).

Uma destas lesões comuns em atletas que realizam movimentos forçados acima da cabeça, envolvendo abdução e ou flexão e rotação medial, é a síndrome do impacto do manguito rotador ou simplesmente síndrome do impacto. Sua causa está relacionada à pressão sobre os tendões do manguito rotador pelas estruturas ósseas e tecidos moles que o circundam. Outras lesões comuns em arremessadores são as lesões rotacionais. As lacerações do lábio glenoidal, dos músculos do manguito rotador e do tendão do bíceps braquial estão entre as lesões que podem resultar de rotação forçada e repetitiva do ombro. Os arremessos no polo aquático, saques do tênis e ataques no voleibol são exemplos de movimentos rotacionais

forçados. Outras patologias no ombro do arremessador são as calcificações dos tecidos moles da articulação, alterações degenerativas nas superfícies articulares e a bursite que são inflamações nas bolsas sinoviais (HALL, 2009).

2.2 Métodos de avaliação neuromuscular

A força muscular é considerada uma capacidade física fundamental no âmbito de avaliações e treinamentos quando o objetivo é melhoria do desempenho esportivo. A força muscular máxima é definida como a capacidade máxima de produção de força que pode ser produzida por um músculo ou grupo muscular (KOMI, 2006). Pode também representar a tensão máxima que um músculo ou grupo muscular pode gerar em um padrão de movimento específico realizada em uma determinada velocidade (KNUTTGEN, 1987).

Um dos parâmetros utilizados para análise de força muscular é o pico de torque que é definido como o produto da massa, aceleração e tamanho do braço de alavanca (POTULSKI et al.,2011). Com isso, obtém-se o torque máximo produzido na amplitude do movimento estudado.

O torque pode ser produzido de maneira concêntrica, excêntrica e isométrica. A concêntrica acontece quando a tensão muscular produz torque maior que o torque das cargas de resistência resultando encurtamento muscular. Na excêntrica ocorre alongamento muscular, já na isométrica o comprimento muscular permanece inalterado não ocorrendo movimento em torno da articulação (SAHLIN e SEGER, 1995).

A avaliação do torque isocinético vem sendo utilizada como uma rotina que permite acompanhar desequilíbrios musculares em atletas, quantificando as relações entre músculos agonistas e antagonistas, propriocepção, trabalho

realizado, entre outras variáveis principalmente no trabalho focado na articulação do joelho (PEZARAT-CORREIA, 2010).

Segundo Enoka (2000), os equipamentos para exercícios nos quais a carga é controlada por sistema de engrenagem ou fricção proporcionam uma resistência com acomodação, ou seja, geram uma resistência igual, mas no sentido oposto à força exercida pelo indivíduo. Isto é possível, devido aos sistemas de engrenagem e alguns dispositivos hidráulicos que fazem com que a velocidade angular do segmento do corpo deslocado se torne constante. Apesar de se poder manter a velocidade angular constante, deve-se ressaltar que a velocidade de encurtamento muscular não é.

O exercício isocinético promove um tipo de ação muscular que acompanha um movimento angular constante em uma articulação. Assim que o membro atinge a velocidade angular predeterminada, a resistência no mecanismo iguala-se automaticamente à força exercida para manter constante a velocidade, o que permite a sobrecarga de um músculo em 100% de sua capacidade máxima em toda a amplitude de movimento (BATISTELA e SHINZATO, 1996).

Na avaliação isocinética, a detecção de assimetrias bilaterais e desequilíbrio dos agonistas e antagonistas, representam uma possibilidade rápida de intervenção para recuperação de lesões musculares. Este resultado isocinético permite então a determinação do movimento mais oportuno para a manutenção e a volta das atividades esportivas (CROISIER et al., 1999).

Os estudos que abordam avaliações isocinéticas em atletas de beisebol, natação, tênis e polo aquático, por exemplo, mostram alterações importantes no equilíbrio muscular dos ombros dos atletas estudados quando comparados a grupos-controle, em especial o fortalecimento excessivo de rotadores internos em

relação a rotadores externos e de adutores em relação a abdutores. Este desequilíbrio muscular encontrado pode desencadear o desenvolvimento de dores e lesões. (FERNANDES e SHINZATO, 1997).

O desempenho esportivo de atletas depende diretamente da sua condição muscular. A razão da força entre músculos agonistas e antagonistas é uma das variáveis que podem indicar um quadro de desequilíbrio muscular. Nas modalidades de lançamento e arremesso, a assimetria de torque entre os músculos rotadores internos (RI) e externos (RE) de ombro pode indicar fragilidade a nível articular, constituindo um fator de risco para uma maior incidência de lesões. Esta razão é normalmente apresentada sob a forma de número racional ou de percentagem, em que 1 ou 100% corresponderiam a torques idênticos nos dois sentidos da rotação. Espera-se naturalmente valores inferiores a estes, dada a menor capacidade que o ser humano naturalmente apresenta no desenvolvimento de torque de rotação externa (PEZARAT-CORREIA, 2010). A relação entre RE/RI deve ser de 60 a 70% com o ombro em posição neutra e 70 a 80% em movimento associado com abdução do ombro a 90°; ou seja, os RE devem possuir de 70 a 80% da força dos RI (LEMOS et al, 2013). Estudos prévios propuseram que a medição da razão entre rotadores externos e rotadores internos (RE/RI) pode ser um instrumento útil para identificar desequilíbrios musculares no ombro de atletas (WILK et al., 2002; ELLENBECKER e MATTALINO, 1997; ELLENBECKER E ROETERT, 2003).

Diante deste contexto LEMOS et.al (2013), avaliaram o pico de torque e a relação agonista/antagonista dos músculos rotadores externos e internos de ombro em atletas competitivos de atletismo das modalidades de lançamento e arremesso. Para isso realizaram um estudo piloto do qual participaram seis atletas competitivos de atletismo que não apresentavam lesões musculoesqueléticas nos membros

inferiores, disfunções do sistema cardiorrespiratório e dor aguda durante a realização do teste que foram avaliados com o dinamômetro isocinético realizando contrações concêntricas para rotação interna e externa do ombro a 60°/s e 300°/s com cinco e quinze repetições, respectivamente, e com intervalo de repouso de 30 segundos. Todos os testes foram conduzidos com os indivíduos com 90° de abdução de ombro. Na avaliação com velocidade de 60°/s, os atletas não apresentaram diferença significativa na média de pico de torque normalizado entre o membro de arremesso/lançamento, que foi de 55,9±30,6N.m, e o membro controle, de 46,1±14,9N.m (p=0,40). O mesmo ocorreu na variável de relação RE/RI, onde a média foi de 73,8±12,1% e do membro controle 76,4±12,1% (p=0,31). Em 300°/s, não houve diferença significativa entre as médias de pico de torque (51,6±34,8N.m) e do controle (43,7±10,7N.m) (p=0,59), ocorrendo o mesmo na análise entre a média da relação RE/RI (62,9±22,4%) e do controle (58,4±12,6%) (p=0,72).

Mais recentemente FORNARI et. al (2016), realizaram uma avaliação isocinética do ombro de um time infante juvenil de voleibol feminino considerando que a diferença de força entre os músculos agonistas e antagonistas do ombro, quanto à fadiga e movimentos repetitivos em atividades esportivas podem levar a vulnerabilidade e lesões nessa articulação. Para isso, foram avaliados 10 atletas que realizaram um protocolo de 5 repetições máximas de rotação externa e interna do ombro de ambos os lados, no modo concêntrico, na velocidade de 60°/s e 30 repetições na velocidade de 360°/s. O teste t de student foi utilizado para avaliar as variáveis pico de torque, índice de fadiga e relação RE/RI. A análise demonstrou diferença significativa no pico de torque (p=0,023) e na fadiga (p=0,043) de rotadores externos, comparando os lados e concluiu-se que as diferenças de força

entre as musculaturas de rotação do ombro e fadiga entre rotadores laterais indicam desequilíbrio e podem levar as atletas a desenvolver lesões no ombro.

Considerando que alguns estudos sugerem que desequilíbrios musculares dos rotadores dos ombros estão relacionados com dores e lesões na articulação BATALHA et.al (2012), realizaram um estudo com o objetivo de caracterizar o equilíbrio e fadiga musculares bem como o perfil de força isocinética dos rotadores dos ombros em nadadores jovens, comparar os resultados entre nadadores com jovens não praticantes e contribuir para a criação de dados normativos de razões unilaterais dos rotadores do ombro. Foi avaliada a força isocinética com ações concêntricas dos rotadores e suas respectivas razões unilaterais (quociente entre torque dos rotadores externos e internos) em 60 nadadores (idade: $14,55 \pm 0,5$ anos; massa corporal: $61,16 \pm 7,08$ kg) e 60 não praticantes (idade: $14,62 \pm 0,49$ anos; massa corporal: $60,22 \pm 10,01$ kg). Para isso, utilizou um dinamômetro isocinético (Biodex System 3), avaliando os atletas na posição de sentado (90° de abdução e de flexão do cotovelo), às velocidades angulares de $60^\circ/s$ e $180^\circ/s$. Este estudo mostrou que os resultados dos índices de fadiga não revelaram diferenças entre grupos. Os nadadores apresentaram razões unilaterais entre os $73,39 \pm 17,26\%$ no membro dominante e $77,89 \pm 15,23\%$ no membro não dominante, para avaliações efetuadas a $60^\circ/s$. Já a $180^\circ/s$, as razões foram $74,77 \pm 13,99\%$ para dominante e $70,11 \pm 14,57\%$ para não dominante. Diante disso, conclui-se que os nadadores apresentaram um maior desequilíbrio muscular, sendo a capacidade de produção de força dos rotadores internos (significativamente superior nos nadadores) o que os distingue do grupo de não praticantes.

Em outro estudo referente à avaliação do torque isocinético em 38 tenistas portugueses de seleções nacionais juvenis (14 -18 anos), foi constatado que o

torque de rotação interna era superior no braço dominante em relação ao braço não dominante em ambas as velocidades estudadas (60°/s e 180°/s), enquanto os valores de torque de rotação externa de maneira geral não variaram (PEZARAT-CORREIA et al., 2005). Em consequência este ombro dominante apresentava menor razão RE/RI (47-61%) em relação ao ombro não dominante (45-69%).

A ratificação manifestada no estudo anterior foi constatada em um estudo no qual a análise realizada exclusivamente em tenistas, em uma amostra de 32 jogadores masculinos com idades entre 16 a 18 anos (8 ± 3 anos de prática de ténis), onde se verificou que o ombro dominante apresentou, nas velocidades estudadas (90°/s e 180°/s), valores significativamente superiores ao não dominante em praticamente todos os parâmetros de torque de rotação interna e externa. Apesar do membro dominante se mostrar mais forte em ambos os movimentos de rotação, esse incremento era mais acentuado para a rotação interna. (NUNES et al., 2007).

Outros atletas que repetem elevado número de ações de arremessos são os jogadores de handebol. A análise por meio de eletromiografia do arremesso e do passe, tipicamente ações de lançamento por cima da cabeça, evidenciam que os músculos envolvidos no movimento do braço apresentam um padrão agonista-antagonista de inervação recíproca (PEZARAT-CORREIA, 2006).

A importância da rotação interna do ombro no arremesso de handebol foi também evidenciada por Fleck e colaboradores (1992) quando verificaram a existência de uma correlação significativa entre a velocidade de lançamento da bola e torque de três movimentos do membro superior: rotação interna e adução horizontal do braço e extensão do antebraço.

Em outro estudo realizado com 29 jogadores de handebol da seleção nacional com idades entre 16 e 18 anos verificou o perfil de torque na rotação do ombro em

função da posição dos jogadores. Os resultados da avaliação isocinética, realizada às velocidades de 90°/s e 180°/s, não mostraram diferenças significativas nos parâmetros de torque do ombro dominante entre os diferentes grupos. A razão entre RE/RI encontrou-se dentro do intervalo recomendado para todos os grupos, situando-se entre os 66 e os 72%.(PEZARAT-CORREIA et al., 2007).

Os valores de razão de torque do ombro encontrado em atletas que praticam ações de lançamento ou arremesso pode também ser encontrado em praticantes de outras modalidades. É o caso dos praticantes de natação, modalidade caracterizada por um padrão gestual cíclico que apresentam a braçada dentro de água por meio das ações de adução e de rotação interna do ombro. Esse padrão gestual, presente na técnica mais utilizada pelos nadadores, o estilo livre, justifica a tendência verificada para uma menor relação RE:RI nestes atletas comparativamente a não nadadores (MCMASTER, LONG e CAIOZZO, 1992; RUPP, BERNINGER e HOPF, 1995).

Em outro estudo realizado com 31 nadadores da seleção nacional portuguesa (13 femininos com 15 a 24 anos; 18 masculinos com 17 a 28 anos) não foram encontradas diferenças de torque isocinético entre os dois ombros, nas duas velocidades testadas, 60°/s e 180°/s. Esta ausência de diferenças é considerada natural devido a ausência de assimetria dos gestos técnicos da natação. Os valores da relação RE/RI encontrados, 59-64% nos nadadores e 52-57% nas nadadoras, corresponderam aos valores encontrados na literatura para nadadores e situavam-se claramente abaixo do normalmente encontrado em ombros de não atletas e do valor apontado como referência de um equilíbrio harmonioso (ALVES et al., 2006).

O polo aquático é uma modalidade que reúne duas das características apontadas anteriormente como potenciais fatores de risco: a presença de gestos

característicos do estilo livre na natação e de uma ação de lançar a bola por cima da cabeça. Portanto são esperados os resultados de McMaster, Long e Caiozzo (1991) que verificaram que os jogadores de polo aquático apresentavam uma relação RE/RI inferior (55 a 61%) aos sujeitos não atletas de um grupo controle (65 a 78%). Foi verificado também ausência de diferenças significativas entre os dois ombros dos praticantes de polo, o que provavelmente revela a prevalência da adaptação promovida pela prática da natação em relação à ação de lançamento.

A confiabilidade da razão entre as forças excêntrica e concêntrica em relação aos rotadores Internos (IR) e Externo (ER) do ombro, bem como as razões bilateral e de assimetria pouco foram relatadas apesar de um crescente interesse na sua utilização. Por isso, EDOUARD et al. (2013) buscaram analisar a confiabilidade absoluta e relativa dos índices de força e desequilíbrio, nas Razões: RE con(Concentrico)/RI con, REecc(Excentrico)/RI con, Rlecc/REcon e as relações concêntricas e excêntricas bilaterais utilizando o dinamômetro Biodex® na posição sentada. Participaram do estudo 22 mulheres e 24 homens (idade = 38 +- 13 anos, Altura 1,70 +- 9 cm, massa: 66 +- 11 kg, 41 destros e 5 canhotos) saudáveis e sem histórico de dor ou lesões no ombro. Todos os participantes realizaram rotação interna e externa do ombro em 5 repetições nas velocidades 60°/s e 120°/s (concêntrico), em seguida realizaram contração excêntrica em 30°/s, com 5 repetições e intervalo de 2 minutos entre as séries. Com os resultados deste estudo concluiu-se que a confiabilidade de baixa a moderada (coeficiente de correlação intraclasse: 0,25-0,81) foi encontrada para razões de desequilíbrio de força unilateral e bilateral, e altos valores de coeficiente de correlação intraclasse (0,87-0,97) foi encontrada com pico de torque. No que se refere a confiabilidade absoluta, o erro padrão de medição variaram de 9,1-25,6% para razões de desequilíbrio de força e

7,7-14,5% para o pico de torque. Diante disso e com a atual tecnologia de dinamômetros, esses resultados provavelmente poderiam ser extrapolados para outras marcas e modelos. Assim, na posição sentada foi apresentada boa confiabilidade para avaliar o pico de torque de RI e RE. Como objetivo secundário foi analisado a confiabilidade absoluta e relativa do pico de torque dos rotadores externos e internos nas contrações concêntrica e excêntrica. Diante dos estudos apresentados, sabe-se que a exploração isocinética poderá traçar as características da força dos ombros em atletas servindo como apoio a treinamentos esportivos de reforço muscular, como forma de prevenção e orientação para tratamento mais elaborado. Este é um importante aspecto da força muscular do atleta que deve ser avaliado, controlado, acompanhado e treinado.

Além dos indicadores de equilíbrio de força bilateral e da relação entre agonista e antagonista, a capacidade de propriocepção também é importante nas ações que envolvem arremessos no polo aquático. A propriocepção pode ser definida como o input neural cumulativo para o sistema nervoso central proveniente de terminações nervosas especializadas, denominadas de mecanorreceptores (RIBEIRO e OLIVEIRA, 2007). A propriocepção é normalmente avaliada por meio de medidas da senso de posição articular ou de senso de movimento articular, sendo que o senso de posição articular determina a capacidade de compreender um determinado ângulo articular e de, após a sua remoção, o reproduzir ativa ou passivamente (ROZZI et al , 2000). Já o senso de movimento articular consiste detectar rapidamente o início de um movimento.

Haik et.al, 2007 avaliaram a propriocepção do ombro nas rotações medial e lateral, por meio do reposicionamento angular, em trabalhadoras com Síndrome do Impacto. Quarenta e cinco mulheres foram avaliadas e divididas em três grupos: um

com portadoras da Síndrome do Impacto unilateral grau I ou II, outro com ausência de qualquer disfunção músculo-esquelética no ombro e o terceiro com mulheres saudáveis que não trabalhavam. Foram realizados reposicionamentos passivo (2°/s) e ativo (5°/s) dos ângulos-alvo: 45° de rotação medial e 75° de rotação lateral, no dinamômetro isocinético e não foi encontrada diferença entre grupos para erros de reposicionamentos passivo e ativo. Entretanto, foram encontradas diferenças entre modos passivo e ativo das duas rotações. Não foram observadas perdas proprioceptivas no ombro com impacto subacromial.

Alguns estudos tem utilizado a taxa de desenvolvimento de torque (TDT), definida como a inclinação da curva força-tempo ($\Delta\text{Torque}/\Delta\text{tempo}$) obtida durante contração muscular isométrica, para a avaliação da capacidade de desenvolver força rapidamente (WATANABE et al., 2011).

Existem poucos estudos com o TDT de membros superiores, os pesquisadores tem estudado o Torque e a TDT dos extensores e flexores do joelho, que se apresenta como uma variável importante para discriminar a desempenho de atletas ou até mesmo de monitorar e melhorar a mobilidade de idosos, por exemplo, (BENTO et. al, 2010).

2.3 Influência da fadiga nas variáveis neuromusculares

A etiologia da fadiga muscular pode ser considerada complexa, especialmente em condições de exercício prolongado de intensidade alta ou moderada. Sabe-se também que o prejuízo no desempenho resultante de fadiga muscular é diferente dependendo do tipo de contração envolvida, do grupo muscular testado e da duração e intensidade do exercício (MILLET; LEPERS, 2004). Portanto, o padrão de fadiga pode ser considerado específico entre um esporte e outro.

Segundo ENOKA (2000), a fadiga muscular corresponde a uma série de efeitos agudos que prejudicam o desempenho, sendo que tais efeitos envolvem tanto processos motores como sensoriais. Diferentes fatores contribuem para a instalação de um processo de fadiga muscular, sendo que as variáveis que possuem influência sobre um sistema sobrecarregado incluem o nível de motivação, a estratégia neural, a intensidade e duração da atividade muscular, a velocidade de contração, e a continuidade de sustentação de uma contração (SILVA et al, 2007).

A fadiga é definida também como uma incapacidade aguda na performance acompanhada por um aumento do esforço percebido para exercer uma força desejável e uma eventual incapacidade para produzir essa força. É um fenômeno inevitável associado ao trabalho muscular. A força muscular, a taxa de produção de força, a potência e a velocidade de encurtamento estão diminuídas durante a fadiga (ENOKA, 1992). Estas alterações afetam a performance muscular dos músculos fatigados, causando deficiente performance motora (JARIC et. al, 1999).

No ombro, a fadiga dos músculos rotadores do ombro tem potencial de alterar a propriocepção pelos mecanismos de modificação da resposta sensorial dos mecanorreceptores do músculo em fadiga, mas também por alteração da cinemática articular, com conseqüente alteração do padrão de movimento da cintura escapular, associado à mudança no ritmo escapulo-umeral (movimento linear da rotação da escápula e do movimento do úmero, sendo responsável por aproximadamente 30-40% da elevação do braço (GUO, et al. 2011; FAYAD, et al. 2008).

Tem sido sugerido que a elevada incidência de lesões desportivas que ocorrem no terço final da sessão de treino ou do jogo, está associada a déficits no sistema sensório-motor, com diminuição do controle neuromuscular e da estabilidade articular dinâmica, em conseqüência da fadiga. Este efeito da fadiga no

sistema sensório-motor pode ser mediado por alteração na propriocepção articular (HIEMSTRA, LO E FOWLER, 2001), tendo alguns estudos, inferido que a fadiga muscular local diminui a propriocepção articular. Contudo, poucos estudos investigaram o efeito de protocolos funcionais, nos quais o exercício realizado se aproxima das exigências da atividade esportiva (RIBEIRO et al, 2008). Estes mesmos autores avaliaram jogadores de handebol e verificaram o efeito da fadiga muscular local aguda induzida por exercício envolvendo a habilidade específica de chute com apoio no senso de posição do ombro. A amostra foi constituída por 24 atletas do sexo masculino. O senso de posição do ombro foi avaliado, antes e imediatamente após exercício, e foram utilizados como indicadores o erro angular absoluto, o erro relativo, e o erro variável. O protocolo de exercício para induzir fadiga consistiu na execução de chutes de sete metros, em apoio, com velocidade máxima. Os atletas terminavam o exercício e reportavam um valor na Escala de Borg. Os atletas testados realizaram em média 59.96 ± 12.97 chutes excedendo o valor 15 (16.9 ± 0.68) da Escala de Borg. A avaliação do senso de posição foi realizada após exercício na posição de rotação interna do ombro com reposicionamento ativo efetuado (controlado) pelos rotadores externos em movimento a favor da gravidade. Os participantes estavam vendados e confortavelmente sentados no dinamómetro isocinético (Biodex System 3, NY, USA) O examinador posicionava passivamente o ombro numa posição angular de rotação interna compreendida entre 30° e 45° a partir da posição inicial. O atleta mantinha essa posição ativamente durante 5 segundos sem contato manual por parte do examinador. Durante esse período, o atleta identificava a posição alvo. Em seguida o examinador passivamente recolocava o membro superior na posição inicial. O atleta era então instruído a, ao comando, ativamente reproduzir a posição alvo. O

erro angular absoluto aumentou (de 2.53 ± 1.10 para 3.46 ± 1.64 ; $p=0.03$) e diminuiu a confiabilidade das tentativas de reposicionamento, como o demonstra o aumento do erro variável em 37.7%. Os resultados deste estudo indicam que a fadiga muscular induzida por exercício envolvendo a habilidade específica de chutes tem efeito prejudicial no senso de posição do ombro de jogadores de handebol.

Além de mudanças na propriocepção, a fadiga pode causar também alterações no equilíbrio entre agonista e antagonista, DELETRAT et al. (2010) realizaram um estudo para investigar os efeitos da fadiga induzida por um teste de campo simulando movimentos específicos do futebol, sobre as razões I_{com}/Q_{con} (Isqueotibiais/Quadríceps - concêntricos) e I_{ecc}/Q_{con} (Isqueotibiais - Excêntrico/Quadríceps Concêntrico) em velocidades baixas ($60^\circ/s$) e altas ($180^\circ/s$) de atletas amadores de futebol. Foram avaliados 8 jogadores de futebol do sexo masculino sem relatos recentes de lesões musculares ou de joelho que realizaram o YoYo teste para estimar VO_2 max, um pré teste para avaliar a força dos flexores e extensores do joelho, em seguida o teste LIST (simulação de jogo de futebol para indução a fadiga) e por fim a nova avaliação do torque dos flexores e extensores do joelho. Os resultados mostraram que a fadiga resultou no decréscimo da razão I_{hecc}/Q_{con} apenas no membro dominante em $60^\circ/s$ e $180^\circ/s$. Enquanto isso na razão I_{hcon}/Q_{con} foram encontradas diferenças apenas no membro dominante a $180^\circ/s$. Concluiu-se então que a obtenção dessa razão frente a fadiga pode ser importante na detecção de alterações musculoesqueléticas, na orientação de medidas preventivas e na implementação de programas de treinamento específicos, além de determinar se o indivíduo tem condições de retornar às suas atividades esportivas.

JULLIENNE et. al (2012) realizaram um estudo para determinar se as respostas isocinéticas e eletromiográficas de músculos RI do lado dominante são diferentes do lado não-dominante quando submetidas a um protocolo de fadiga isocinético. Foram avaliados 10 tenistas masculinos de elite (idade: 22,8 anos \pm 4.6; peso: 69,9 \pm 4,0 kg; altura: 180,4 \pm 3,2 centímetros). Todos os 10 classificado no top 5% dos melhores jogadores de tênis da França com 10 e 15 anos de experiência prática do tênis e com 5 e 10 h de treinamentos por semana e sem problemas no ombro. O protocolo de fadiga isocinético consistiu de 35 contrações voluntárias máximas (CVM), compostas de rotações internas a 120°/s e rotação externa a 180°./s. com 10 min de descanso entre a avaliação de cada lado. Durante cada uma das 35 CVMs, foi medido o valor do torque num ângulo constante de 45°. (T45). Um índice de fadiga (IF), expressa como uma percentagem (%), foi calculado a partir do menor e o maior valor para T45. Para cada sessão de teste, foi determinado o T 45 máximo de cada participante (T (45) Max). Durante cada uma das CCVMs do protocolo de fadiga, o sinal de EMG do músculo peitoral maior foi registrado. Os resultados mostraram que os valores de T (45) Max foram significativamente maior no lado dominante (47,5 \pm 5,8 N m) do que o não dominante lado (41,1 \pm 5,1 N m), indicando uma superioridade lado dominante de 15,9 \pm 10,3%. A análise estatística da redução de torque (T (45)) também revelou um efeito de fadiga e interação significativa lado x fadiga. Para os valores de IF não foram encontradas diferenças entre os lados dominante e não dominante. Com isso, concluiu-se que apesar da repetição das ações concêntricas pelos RI do ombro ,este estudo indica que não há nenhum efeito colateral na capacidade de resistência a fadiga dos músculos RI durante o desempenho de um protocolo de fadiga isocinético.

2.4 Utilização da bandagem elástica

O interesse pela utilização da bandagem elástica (BE) como estratégia terapêutica iniciou depois que esta foi vista em atletas em 2008 nos Jogos Olímpico de Pequim (MATOS, 2000). Apesar da crescente utilização da BE na prática clínica, a incerteza permanece sobre seu verdadeiro mérito. Acredita-se também que a BE pode melhorar a propriocepção além de desempenhar um papel na prevenção aguda da lesão, retardo na fadiga e na evolução da lesão crônica.

A BE é uma intervenção utilizada em um grande número de condições clínicas, tais como dores patelo-femoral e síndrome do impacto no ombro (COPPING e O'DRISCOLL, 2005). As bandagens elásticas apresentam uma vasta área de aplicação em praticamente todos os grupos etários e a todos os problemas relacionados às funções musculoesqueléticas, tais como lesões musculares, lesões cápsuloligamentares, tendinosas e até problemas posturais, no entanto, são necessários estudos futuros para confirmar sua eficácia (MORRIS et. al, 2013).

Estas bandagens são supostamente utilizadas para facilitar e inibir a atividade muscular, reposicionar articulações, prevenir lesões e melhorar a propriocepção e que, apesar de evidências conflitantes quanto à sua eficácia, continuam a ser um terapêutico amplamente utilizado (MORRIS et. Al, 2013).

Em um estudo de revisão sobre a utilização de bandagens em tratamento e prevenção de lesões no esporte, concluiu-se o tratamento pode ter um pequeno efeito benéfico sobre a manutenção de força e amplitude ativa do movimento de uma área lesada, no entanto, sem nenhuma evidência substancial para suportar o uso de bandagens para melhorias em outras ações musculoesqueléticas (dor, propriocepção ou atividade muscular) (WILLIANS, et. al, 2012).

HSU et al. (2009) investigaram os efeitos da BE na cinemática escapular e desempenho muscular em atletas de beisebol com síndrome do impacto do ombro e concluíram que sua utilização resultou em mudanças positivas no movimento escapular e desempenho muscular. Os resultados apoiaram a sua utilização como um auxiliar do tratamento na gestão de problemas no ombro.

Já em um estudo piloto de Cheng Fu et al. (2008) constataram que a utilização da BE não diminui nem aumenta a força muscular em atletas lesionados. Verificaram também a ineficácia de mudar a potência muscular 12 horas após a aplicação e que seu efeito na força muscular em atletas lesionados não foi conclusivo.

LINDSAY et.al. (2015) avaliaram 27 atletas saudáveis que tiveram que replicar ativamente 3 posições alvo (50° , 90° , 110°) sendo 3 ensaios para cada ângulo com e sem a BE e sem orientação visual. Foram examinados os erros de reposicionamento absolutos e variáveis e verificaram que em 90° de elevação, a reposicionamento foi prejudicado pela aplicação de BE.

Já LABORIE et al. (2015) avaliaram 57 indivíduos (28 BF e 29 controles - sendo 44 homens e 13 mulheres) submetidos à cirurgia de reconstrução do LCA. A bandagem foi mantida durante 3 dias nos quais verificaram a média da intensidade da dor no joelho, a intensidade da dor diária, os sinais de desconforto pós-operatório, a reação alérgica a bandagem e satisfação geral do paciente. O estudo concluiu que a BE não é eficaz contra a dor pós-operatória precoce após a reconstrução do LCA.

ZANCA et.al (2015) estudaram a influência da BE na fadiga do deltoide em 24 indivíduos saudáveis em 3 condições: sem BE, BE (com tensão), BE (sem tensão) no teste de reposicionamento ativo de ângulos alvo por meio do senso de posição

articular do ombro e encontraram que não houve interação ou efeito principal. Uma interação entre o tempo e o ângulo foi encontrada. O efeito mostrou que o erro constante aumentou após a fadiga a 70° e 90°, mas não a 50°.

Em um estudo realizado em 2012 com arremessadores no beisebol, no qual o grupo 1 participaram 10 jogadores de beisebol com epicondilite medial (ME) e no grupo 2 participaram 17 atletas universitários saudáveis que foram avaliados em 3 condições: (1) ausência BE, (2) aplicação de placebo (PL) e (3) utilização de BE. Foram mensuradas a força máxima de flexor do punho, os erros relacionados com sentido/força absoluta e escala de dor. Os resultados encontrados mostraram que nenhuma relação significativa foi encontrada na força máxima de flexor de punho ou em erros dos sentidos entre os 2 grupos com BE. Houve diminuição significativa nos erros relacionados com sentido/força absoluta em condições de PL e BE, além de melhoria na tolerância à dor de pressão nos dois grupos em condições de PT e BF (CHANG et. al. 2012).

2.5 Torque Crítico

A intensidade de exercício geralmente é identificada com base em % de CVM. No entanto, sabe-se que a % CVM não está relacionado com domínios de intensidade de exercício metabólica. Uma abordagem alternativa para este problema seria identificar a potência crítica, tradicionalmente referida como a potência máxima que ainda resulta em um estado de equilíbrio metabólico caracterizada por um platô no VO₂. Porém, por se tratar de medida de força e não de potência, tem, então, a medida da força crítica (FC) ou, em outros modelos, do torque crítico (TC).

Diante disso, KELLAWAN E TSCHAKOSCKY (2014) realizaram um estudo com o objetivo de desenvolver um teste de tensão manual (esforço máximo) para

estimar a FC e estabelecer a sua reprodutibilidade e validade. Para isso, estudou 10 homens saudáveis (20-43 anos) que completaram dois máximos testes de esforço de preensão manual sendo 1 segundo de contração para 2 segundos de relaxamento durante 10 minutos em dias separados. A intensidade do exercício foi quantificada através de pico da força de contração e impulso de contração (IC). O estudo concluiu que baixa relação entre CVM e FC, o que ilustra a grave limitação da CVM na identificação de zonas de intensidade do exercício baseada no metabolismo. Além disso, o teste de esforço máximo de exercício de preensão manual é reprodutível e fornece estimativas válidas da FC e deve ser usado para normalizar a intensidade metabólica aeróbia antebráquio em vez de CVM.

Durante contrações musculares máximas a fadiga resulta em uma sistemática queda de desempenho muscular e que pode ser medida por meio de falhas na força, torque ou capacidade de gerar potência. De maneira similar, durante contrações submáximas acima de uma intensidade crítica a fadiga progride até que não seja mais possível a manutenção de força, do torque ou da potência com a exaustão ocorrendo mesmo antes de contrações com altas intensidades. Dessa maneira a capacidade de estimar o toque crítico a partir de uma série de contrações máximas permite que esse parâmetro seja também utilizado como intensidade de contrações voluntárias (BURNLEY M., 2009).

A base do conceito de potência crítica está na relação hiperbólica entre a potência e o tempo em que ela pode ser sustentada. A relação pode ser descrita com base nos resultados de uma série de 3 a 7 ou mais tentativas de all-out. Teoricamente, a potência assíntota da relação, PC (potência crítica), pode ser sustentada sem fadiga. Na verdade, a exaustão ocorre após cerca de 30 a 60 minutos de exercício na PC. No entanto, a PC está relacionada ao limiar de fadiga,

aos limiares ventilatório e de lactato e ao consumo máximo de oxigênio (VO₂max), além de fornecer uma medida de aptidão aeróbia. O segundo parâmetro da relação, capacidade de trabalho anaeróbio, está relacionado ao trabalho realizado em um teste de Wingate de 30 segundos, o qual é um trabalho em exercício de alta intensidade intermitente e fornece uma medida da capacidade anaeróbia. A precisão das estimativas destes parâmetros pode ser melhorada por meio da seleção cuidadosa das saídas de potência para os testes de previsão e pela realização de um maior número de testes. No entanto, a atratividade do conceito de potência crítico diminui já que muitos testes de previsão são necessários para a geração de estimativas de parâmetros com um grau razoável de precisão. (WILL D.M , 1993).

A relação entre intensidade (potência) e o tempo até a exaustão mostrou-se bem descrita por uma função hiperbólica da forma:

$$T_{lim} = W' / (P - PC) \quad (1)$$

Onde T_{lim} é o tempo até a exaustão, P é potência da tarefa, PC é a potência crítica, e W' é a constante de curvatura da relação e representa uma quantidade finita de trabalho que pode ser realizada acima da potência crítica (WILL D.M , 1993). As formas lineares dessa relação podem ser derivadas do inverso do tempo, ou por meio do trabalho total realizado em função do tempo até a exaustão, sendo assim:

$$P = (W' / T_{lim}) + PC \quad (2)$$

e

$$W = W' + T_{lim} * PC \quad (3)$$

Onde W é o trabalho. Essas formulações lineares são comumente usadas, pois não requerem regressão não linear para computação de PC e W' . Quando a força, torque ou velocidade são utilizados para quantificar a intensidade do exercício, estes termos são substituídos pela potência.

Durante o ciclo ergômetro, a potência crítica tem mostrado muito próxima das maiores taxas de trabalho para cada patamar de lactato sanguíneo, PH e absorção de oxigênio pulmonar que podem ser alcançados. No entanto, nenhuma dessas variáveis pode ser estabilizada acima da potência crítica (POOLE DC, et al. 1990).

JONES et al. (2008) utilizaram espectroscopia de ressonância magnética para demonstrar que o exercício de extensão do joelho abaixo da potência crítica resulta em respostas metabólicas de *steady-state*, enquanto que durante o exercício acima da potência crítica, a fosforilcreatina e o PH do músculo decresceram sistematicamente até a exaustão. Estas conclusões são consistentes com o conceito de que o exercício realizado acima da potência crítica induz um esgotamento progressivo dos fosfatos musculares de energia e acumulam metabólitos associados à fadiga periférica.

Apesar do claro conceito de PC , uma lacuna prática significativa é observada, já que são necessários diversos exercícios exaustivos para determinar a PC , e que geralmente realizado em dias separados. No entanto, foi demonstrado que os parâmetros da relação potência-duração pode ser determinados em um único teste de esforço (BURNLEY, DOUST e VANHATALO, 2006).

VANHATALO et al. (2007) demonstraram que em um período de 3 minutos de all-out em ciclismo contra uma resistência fixa levou a uma saída de potência estável nos últimos 30 segundos do teste (a "potência de teste final"), e esta potência foi equivalente à estimativa convencional de potência crítica.

A demonstração da mesma relação entre o torque crítico e o "torque de teste final" durante um período de contrações isométricas máximas seria útil, já que a fadiga muscular é mais comumente estudada usando a contração voluntária máxima ou contrações submáximas realizadas quando existe a falha da tarefa. Contrações isométricas intermitentes dos quadríceps podem ser consideradas adequadas para a medição dos processos de fadiga durante o exercício de alta intensidade (BABAULT et. al. 2006).

BURNLEY (2009) realizou uma estimativa do torque crítico por meio de contrações voluntárias máximas isométricas e intermitentes do quadríceps. Para determinar se a relação torque-duração (torque crítico) poderia ser estimado a partir do torque medido no final de uma série de CVM do quadríceps, oito homens saudáveis realizaram oito testes laboratoriais. Após a familiarização, os mesmos realizaram dois testes nos quais fizeram 60 CVM durante um período de 5 min (sendo 3 s de contração, 2 s de repouso), e cinco testes envolvendo contrações isométricas intermitentes a 35-60% da CVM, interrompidos pela falha de tarefa. O torque crítico foi determinado utilizando regressão linear do impulso de torque e tempo de contração durante os testes submáximos, e o torque de teste final durante os CVMs foi calculado a partir da média das seis últimas contrações do teste. Durante o CVM o torque diminuiu de $263,9 \pm 44,6$ para $77,8 \pm 17,8$ N.M. O torque de teste final não foi diferente do torque crítico ($77,9 \pm 15,9$ N.M). A estimativa do torque crítico do torque de teste final foi de 7,1 N. M. Concluiu-se que a fadiga durante 5

min de contrações isométricas intermitentes do quadríceps leva a um torque de final de teste muito próximo ao torque crítico.

3 JUSTIFICATIVA

Considerando a importância do complexo do ombro nas ações de jogadores do polo aquático, e sabendo da intensidade e sobrecarga destas ações nesta articulação, torna-se importante investigar a influência da fadiga sobre variáveis de torque e propriocepção, as quais podem ser afetadas e predispor o atleta a lesões.

Além disso, o presente estudo pretende identificar quais os efeitos da bandagem elástica quando aplicada na articulação do ombro em variáveis de torque e propriocepção.

4 OBJETIVOS

4.1 Objetivo Geral

Comparar e descrever variáveis biomecânicas dos músculos rotadores do ombro em atletas de elite do Polo Aquático e jovens fisicamente ativos.

4.2 Objetivos Específicos

- Verificar influência de bandagem elástica em variáveis biomecânicas do ombro em atletas de Polo Aquático;
- Verificar a influência da fadiga em variáveis biomecânicas do ombro em jovens fisicamente ativos;
- Comparar o torque crítico da rotação interna do ombro em atletas de Polo Aquático e jovens fisicamente ativos.

5 MATERIAL E MÉTODOS

5.1 Amostra

Participaram deste estudo 20 voluntários homens, sendo 10 atletas profissionais de Polo Aquático de clube da cidade de São Paulo com média de idade de $19,50 \pm 2,5$ anos e 10 jovens fisicamente ativos com média de idade de $19,20 \pm 2,15$ anos. Os participantes foram convidados a participar do estudo e mediante o interesse dos mesmos, foram esclarecidos todos os procedimentos a serem adotados. Todos os participantes receberam e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Este estudo foi aprovado pelo comitê de ética da instituição por meio do número CAAE 58349316.1.0000.5465.

Como critérios de inclusão, os atletas de polo aquático deveriam praticar a modalidade por pelo menos 60 meses e com frequência de treino de 08 vezes por semana com 02 horas cada treino. Todos os atletas são pertencentes à mesma equipe profissional de Polo Aquático. Já os jovens fisicamente ativos não realizavam nenhuma modalidade profissional com treino regular e cumpriram as recomendações de:

- a. Atividade VIGOROSA: ≥ 3 dias na semana e ≥ 20 minutos por sessão; ou
- b. Atividade MODERADA ou CAMINHADA: ≥ 5 dias na semana e ≥ 30 minutos por sessão; ou
- c. Qualquer atividade somada: ≥ 5 dias na semana e ≥ 150 minutos na semana (caminhada + atividade moderada + atividade vigorosa)

Estas foram baseadas de acordo com as respostas no questionário IPAQ-Versão Curta (BOOTH, 2003), aplicados no primeiro encontro, após a assinatura do TCLE. Como critérios de exclusão, nenhum participante poderiam ter realizado

cirurgia no membro superior a ser avaliado e não poderiam ter relato de lesão no mesmo nos últimos seis meses antes da avaliação.

5.2 Equipamentos

Todos os testes foram realizados em um dinamômetro isocinético (Byodex System 4 Pro). Em todos os testes o participante foi posicionado sentado na cadeira do equipamento com o encosto em uma inclinação de 85° e quadril na posição de flexão a 90° . O membro superior dominante ficou posicionado com o ombro a 90° de abdução, com flexão horizontal de 30° para ajuste do ângulo escapular, e o cotovelo posicionado a 90° de flexão apoiado em uma almofada, e com o ombro em 90° de rotação externa. O participante foi fixado por meio de cintos de segurança, a fim de manter a estabilidade corporal durante a atividade. O eixo de rotação do dinamômetro foi alinhado ao eixo de rotação da articulação do ombro. Para futuras citações, denominaremos este posicionamento do participante de Posição de Referência (Figura 1).



Figura 1 - Dinamômetro utilizado para as avaliações e posicionamento do participante

5.3 Desenho Experimental

Para alcançar os objetivos propostos por este trabalho, foram executados três procedimentos experimentais:

1. Influência de Bandagem Elástica em variáveis biomecânicas do ombro em atletas de Polo Aquático;
2. Influência da Fadiga em variáveis biomecânicas do ombro em jovens fisicamente ativos;
3. Obtenção do torque crítico da rotação interna do ombro em atletas de Polo Aquático jovens fisicamente ativos.

Influência de Bandagem Elástica em variáveis biomecânicas do ombro em atletas de Polo Aquático

Os participantes visitaram o laboratório em duas ocasiões entre o período de duas semanas, com as sessões separadas por 24 horas no mínimo. A primeira sessão foi utilizada como familiarização dos participantes nas avaliações. Durante esta sessão, os participantes foram submetidos aos protocolos de testes a serem realizados, e as configurações individuais para o dinamômetro em cada participante foram registradas. Nesta sessão foram mensuradas a massa e estatura dos participantes.

Na segunda sessão os atletas de polo aquático realizaram uma bateria de testes com e sem BE. A realização do início dos testes com ou sem bandagem foi feita por meio de sorteio para o primeiro participante e seguiu de maneira alternada nos participantes seguintes.

A aplicação da BE no ombro do participante ocorreu conforme orientação do manual de utilização da bandagem para estabilização dos músculos rotadores internos e externos do ombro (Figura 2)



Figura 2 – Aplicação da bandagem Elástica conforme manual de instruções. Adaptado do manual de aplicação de Bandagem Elástica para suporte e estabilização dos músculos do manguito rotador (Kktape.com/instructions/rotator-cuff < acesso em 22/02/17>).

O protocolo de avaliação com e sem BE consistiu de uma bateria de testes, os quais foram realizados após aquecimento de cinco minutos com a utilização de Faixa elástica (Thera – Band com resistência de 3,2 kg quando alongada em 100%) para realização de exercícios de rotação interna, externa e abdução do ombro (Figura 3) foi dado um intervalo de três minutos entre cada teste, os quais estão descritos abaixo:

- Teste de Cinestesia (CIN);
- Teste de Senso de Posição Ativo (SPA);

- Teste de Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM);
- Teste de Contração Isocinética Máxima Concêntrica/Concêntrica (CON/CON);
- Teste de Contração Isocinética Máxima Concêntrica/Excêntrica (CON/EXC).



Figura 3 – Aquecimento pré-avaliação

Influência da Fadiga em variáveis biomecânicas do ombro em jovens fisicamente ativos

Os participantes visitaram o laboratório em duas ocasiões entre o período de duas semanas, com as sessões separadas por 24 horas no mínimo. A primeira sessão foi utilizada como familiarização dos participantes nas avaliações. Durante esta sessão, os participantes foram submetidos aos protocolos de testes a serem realizados, e as configurações individuais para o dinamômetro em cada participante foram registradas. Nesta sessão foram mensuradas a massa e estatura dos participantes.

Na segunda sessão, inicialmente os participantes realizaram cinco minutos de aquecimento utilizando Faixa elástica (Thera – Band com resistência de 3,2 kg quando alongada em 100%) para realização de exercícios de rotação interna, externa e abdução do ombro. Em seguida, os participantes realizaram uma avaliação em dois momentos, a saber: antes e imediatamente após um protocolo de fadiga. A avaliação foi composta pelos seguintes testes:

- Teste de Cinestesia (CIN);
- Teste de Senso de Posição Ativo (SPA);
- Teste de Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM);
- Teste de Contração Isocinética Máxima Concêntrica/Concêntrica (CON/CON);
- Teste de Contração Isocinética Máxima Concêntrica/Excêntrica (CON/EXC).

Foi dado um intervalo de descanso de três minutos entre cada teste realizado antes do protocolo de fadiga e nenhum intervalo de descanso entre os testes realizados após o protocolo de fadiga.

Para o protocolo de fadiga, o participante foi posicionado no mesmo equipamento e na mesma posição dos testes. Este protocolo consistiu na realização de contrações isocinéticas máximas concêntricas de rotação externa e rotação interna do ombro à 60^{o/s}, até a fadiga. A fadiga foi assumida quando o participante não conseguiu realizar três repetições consecutivas acima de 50% do pico de torque de rotação interna do ombro, registrado durante teste CON/CON, realizado antes do protocolo de fadiga (CHANG et al., 2006).

Determinação do torque crítico da rotação interna do ombro em atletas de Polo Aquático e jovens fisicamente ativos.

Os participantes visitaram o laboratório em duas ocasiões entre o período de duas semanas, com as sessões separadas por 24 horas no mínimo. A primeira sessão foi utilizada como familiarização dos participantes nas avaliações. Durante esta sessão, os participantes foram submetidos aos protocolos de testes a serem realizados, e as configurações individuais para o dinamômetro em cada participante foram registradas. Nesta sessão foram mensuradas a massa e estatura dos participantes. Na segunda sessão, os participantes realizaram cinco minutos de aquecimento utilizando Faixa elástica (Thera – Band com resistência de 3,2 kg quando alongada em 100%) para realização de exercícios de rotação interna, externa e abdução do ombro e em seguida realizaram o teste de *All Out* de 5 minutos.

5.4 Descrição dos testes

Teste de Cinestesia – O teste de cinestesia iniciou-se com o participante na Posição de Referência. Nesta posição, o equipamento realizou a rotação interna do ombro em velocidade angular de $1^{\circ}.s^{-1}$ e os participantes foram instruídos a pressionarem um botão quando reconhecessem o início do movimento. Foram realizadas três tentativas para cada participante, com intervalo de 30 segundos entre elas. Neste teste, os participantes ficaram de olhos vendados e utilizaram um fone de ouvido, no intuito de evitar o reconhecimento do movimento por meio da visão e da audição (Figura 4).

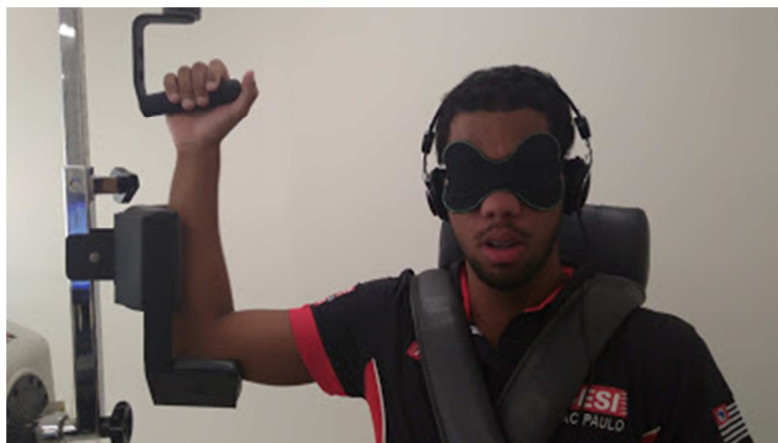


Figura 4 – Posicionamento e dispositivos utilizados para propriocepção

Teste de Senso de Posição Ativo – Este teste ocorreu na mesma posição do teste CIN. A partir dessa posição, o avaliador movimentou o ombro em rotação interna até 45° , denominado ângulo-alvo, a qual foi mantida pelo equipamento 10 segundos. O participante foi instruído a memorizar esta posição. Em seguida, o equipamento retornou à posição inicial e imediatamente após, o participante ativamente promoveu a rotação interna do ombro em velocidade angular, fixada pelo equipamento, de $4^{\circ}.s^{-1}$ (HAIK et.al, 2007). O participante foi instruído a pressionar o

botão do dispositivo manual quando entendesse que o ângulo-alvo fosse atingido. Foram realizadas três tentativas, com intervalos de 30 segundos entre elas.

Teste de Contração Isométrica Voluntária Máxima – O participante assumiu a Posição de Referência e realizou três CIVM de rotação interna do ombro. Durante o teste foi instruído ao participante que o mesmo, após o sinal sonoro, realizasse a contração “o mais rápido e o mais forte possível”, além de ser dado estímulo verbal. Cada contração teve duração de cinco segundos e foi dado um descanso de um minuto entre as contrações.

Teste de Controle de Força - O participante assumiu a Posição de Referência e deveria manter o alvo apontado no equipamento que representava 25% valor máximo do teste de CIVM de rotação interna do ombro. O participante deveria manter-se durante 15 segundos em rotação interna e isométrica do ombro em 90° conforme o alvo estipulado.

Teste de Contração Isocinética Máxima Concêntrica/Concêntrica – Este teste iniciou-se com o participante na Posição de Referência. Nesta posição, o participante realizou três contrações isocinéticas concêntricas máximas de rotação interna do ombro, alternadas com três contrações isocinéticas concêntricas máximas de rotação externas do ombro. A amplitude de movimento foi de 90° e a velocidade angular estipulada em 60°·s⁻¹ (Andrade et al., 2010).

Teste de Contração Isocinética Máxima Concêntrica/Excêntrica – Novamente na Posição de Referência, o participante realizou três contrações

isocinéticas concêntricas máximas de rotação interna do ombro, alternadas com três contrações isocinéticas excêntricas máximas de rotação externa do ombro. A amplitude de movimento foi de 90° e a velocidade angular estipulada em $60^\circ \cdot s^{-1}$ (Andrade et al., 2010).

Teste de All Out de 5 minutos – Este teste consistiu na realização de contrações isométricas máximas intermitentes (3 segundos de contração para 2 segundos de descanso) durante 5 minutos. Uma ilustração na tela do equipamento orientou o participante a “contrair” e “relaxar” acompanhados da orientação verbal do aplicador do teste. Para este teste, o participante assumiu a Posição de Referência. Abaixo está apresentado o fluxograma do delineamento experimental (Figura 5).

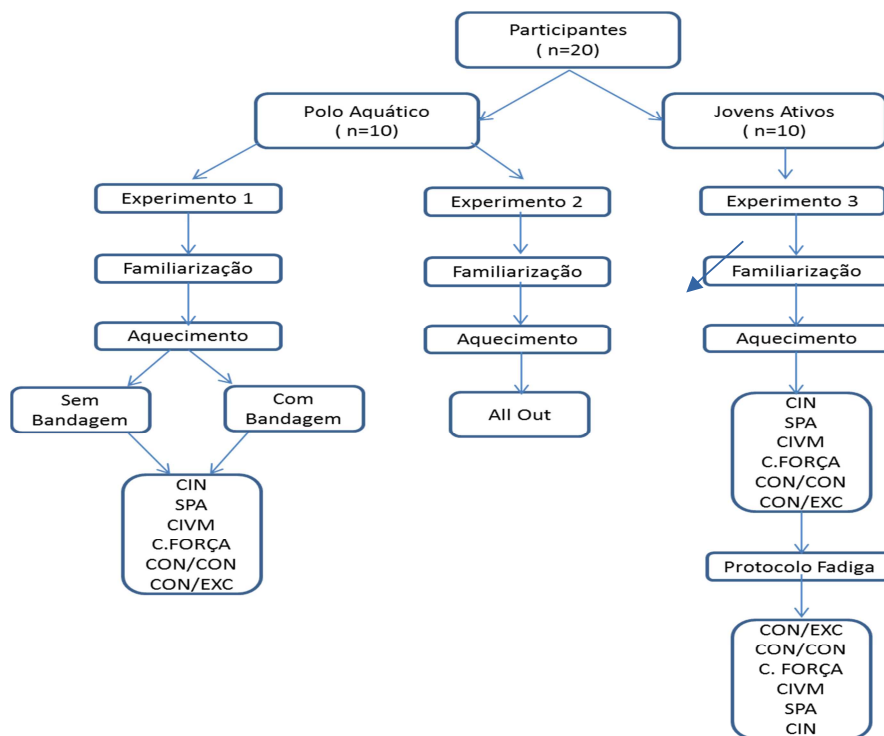


Figura 5 - Delineamento experimental

5.5 Análises dos dados

Os sinais de torque das contrações isométricas dos experimentos 1 e 2, isocinéticas do experimento 1, e de ângulo dos testes de CIN e SPA dos experimentos 1 e 3, foram adquiridos a uma frequência de 100Hz por meio do *software System 4 Advantage* (Biodex®, New York). Já os sinais de torque das contrações isométricas e isocinéticas do experimento 3 serão foram adquiridos com uma frequência de 2000Hz por meio do *software Myoresearch* (Noraxon®, Master Edition XP 1.7, Phoenix). Estes dados foram suavizados com um filtro digital (*Butterworth* de 4ª ordem) passa baixa, com frequência de corte de 6Hz.

Com os dados de torque das contrações isométricas máximas e das contrações isocinéticas dos experimentos 1 e 3, foram obtidos o pico de torque isométrico de rotação interna, os picos de torque concêntricos e excêntricos de rotação externa do ombro a $60^{\circ} \cdot s^{-1}$, e o pico de torque isocinético concêntrico de rotação interna a $60^{\circ} \cdot s^{-1}$. Os picos de torque isométrico e isocinéticos foram considerados como sendo os maiores valores encontrados entre as contrações realizadas. Foram obtidos também, as razões convencionais e funcionais. A primeira obtida pela divisão do pico de torque concêntrico de rotação externa do ombro pelo pico de torque concêntrico de rotação interna do ombro. Já a segunda foi obtida pela divisão do pico de torque excêntrico de rotação externa do ombro pelo pico de torque concêntrico de rotação interna do ombro.

Especificamente para os dados de torque das contrações isométricas máximas do experimento 3 também foram obtidas as taxas de desenvolvimento de torque (TDT), calculadas a partir do *onset* do torque, definido como o ponto no qual a curva de torque excede o torque da linha base em 2,5% do pico de torque durante as CIVM 4:

$$TDT_{(n)} = \frac{\Delta Torque}{\Delta Tempo} \quad (4)$$

na qual a TDT representa a taxa de desenvolvimento de torque, $\Delta Torque$ a variação do torque entre a primeira amostra (*onset*) e a amostra no intervalo de tempo pretendido, e $\Delta Tempo$ a variação do tempo correspondente ao intervalo no qual foi definido $\Delta Torque$ (AAGAARD et al., 2002). Foram obtidos valores de TDT a cada 10ms, o que permitirá a aquisição da TDT nos seguintes intervalos: TDT_{30ms} , TDT_{50ms} , TDT_{100ms} , TDT_{200ms} e TDT_{pico} .

Os dados de controle de força foram calculados com os valores referentes aos 10 segundos centrais de coleta. Com estes valores foram obtidos o erro absoluto, obtido por meio do erro médio do torque desenvolvido em relação ao torque alvo, e o erro relativo, obtido pelo desvio padrão do torque (DPT) e o coeficiente de variação do torque (CVT) (KRISHNAN, 2011).

Com respeito aos dados de ângulo dos experimentos 1 e 3, foram analisados a acurácia, obtida por meio do erro médio em graus do ângulo atingido em relação ao ângulo alvo, e a precisão, obtida por meio da diferença entre os valores obtidos entre as tentativas (ALLEN, 2010).

Por fim, os dados de torque do experimento 2 foram analisados por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathwork®). Para cada contração, foram obtidos os dados de torque máximo, torque médio e de impulso. A partir destas variáveis foram obtidos os valores de Torque Crítico (TC), a partir da média dos seis últimos picos de torque do teste All Out. Foi obtido também o valor de W' , sendo este considerado a diferença entre o impulso total e o impulso acima do TC.

5.6 Análise estatística

Inicialmente foram realizados testes de normalidade (*Shapiro-Wilk*) e de homocedasticidade (*Levene*) a fim de verificar o atendimento dos pressupostos para testes paramétricos. Após a realização destes testes e garantidas as condições de distribuição normal e variâncias homogêneas, foram utilizados o teste *t de Student* para amostras dependentes, a fim de verificar o efeito da utilização de bandagem no experimento 1 (sem bandagem vs com bandagem), e a fim de verificar o efeito da fadiga no experimento 3 (antes vs depois). Ainda, foi utilizado o teste *t de Student* para amostras independentes, a fim de verificar a influência do grupo no experimento 2 (Atletas vs Jovens).

Uma vez que o mesmo grupo de dados foi submetido a dois testes, tornou-se necessário a realização de um ajuste de *Bonferroni*, adotando-se o nível de significância de $\alpha < 0.025$ ($\alpha < 0.05 \div 2$) para cada comparação. Todas as análises foram realizadas no pacote estatístico IBM SPSS Statistics, versão 20 (IBM Corp. in Armonk, NY, USA).

6 RESULTADOS

Os dados antropométricos, dos atletas de polo aquático e dos jovens fisicamente estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Dados antropométricos das participantes

Participantes	Idade	Massa	Estatura	IMC
Atletas	19,5±2,51	81,48 ±7,54	1,84±0,07	24,02±1,55
Fisicamente Ativos	19.2±2,15	71,65±14,29	1,77±0,11	22,92±2,61

Idade (anos); Massa (Quilogramas); Estatura (metros); IMC (massa/estatura²).

Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos em nenhuma das variáveis: Idade ($p=0,777$), massa ($p=0,101$), estatura ($p=0,114$) e IMC ($p=0,268$).

6.1 Influências da Bandagem Elástica em atletas de Polo Aquático

Para os valores de torque isométrico máximo dos atletas (Figura 6), não foram encontradas diferenças significativas quanto ao uso da BF ($p=0,748$)

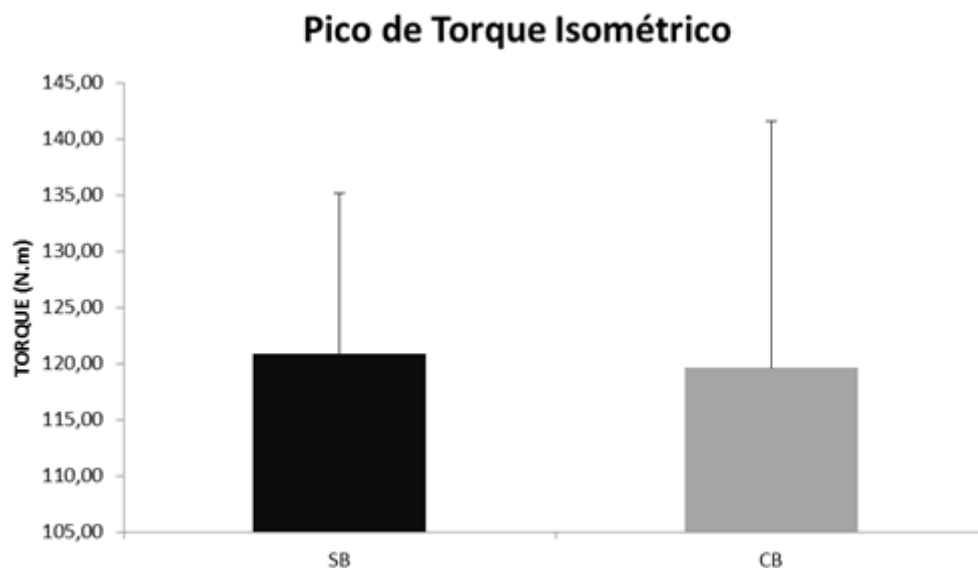


Figura 6 – Valores médios e desvio padrão do Pico de torque isométrico dos atletas de polo aquático sem (SB) e com (CB) bandagem elástica.

Para os valores de torque isocinético (Figura 7), não foram encontradas diferenças significativas em nenhuma das variáveis medidas quanto ao uso da bandagem elástica, sem (SB) e com (CB) bandagem elástica: rotação externa concêntrica (RE-CON) $p= 0,126$, rotação interna concêntrica (RI-CON) $p= 0,479$ e excêntrica (RE-EXC) $p=0,093$.

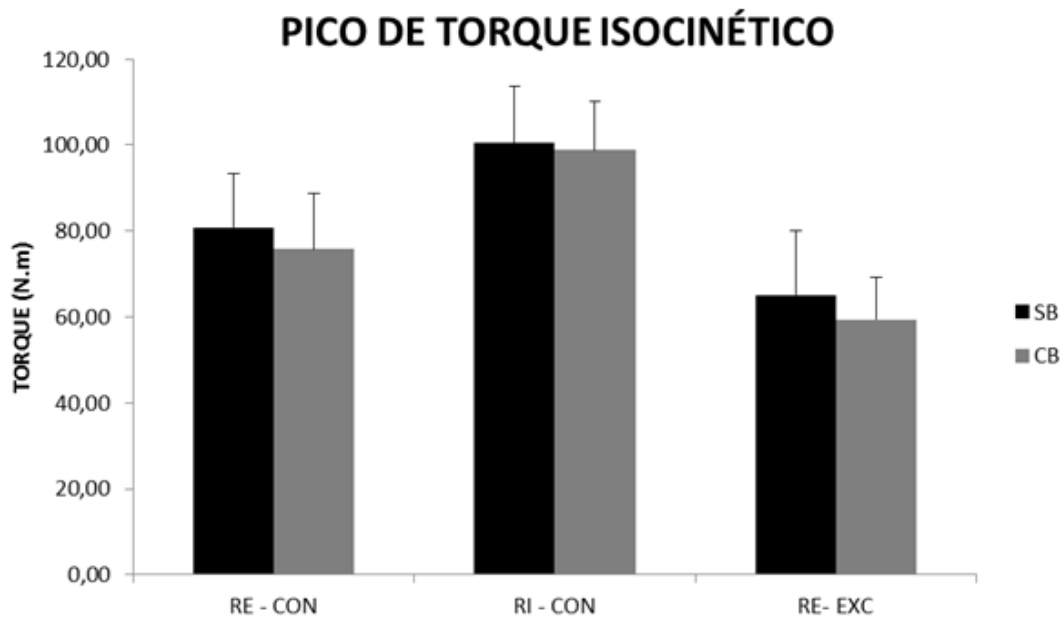


Figura 7 – Valores médios do Pico de torque isocinético de rotação externa concêntrica (RE-CON), e de rotação interna concêntrica (RI-CON) e excêntrica (RE-EXC) dos atletas de polo aquático sem (SB) e com (CB) bandagem elástica.

A tabela 2 demonstra os valores de razão convencional e funcional, obtidos por meio das avaliações isocinéticas em atletas de polo aquático SB e CB. Não foram encontradas diferenças significativas em nenhuma das variáveis medidas quanto ao uso da bandagem elástica: razão convencional ($p=0,184$) e razão funcional ($p=0,0983$).

Tabela 2 – Razão convencional e funcional dos atletas de polo aquático sem (SB) e com (CB) bandagem elástica.

Participantes		Razão	
		Convencional	Funcional
Atletas	SB	0.80 ± 0,06	0.64 ± 0,10
	CB	0.77 ± 0,09	0.60 ± 0,07

A figura 8 apresenta o modelo de coleta para avaliação do controle de força, que propiciou a obtenção das medidas de Erro Relativo (Desvio Padrão – DP; Coeficiente de Variação – CV) e Erro Absoluto, sem e com BF.

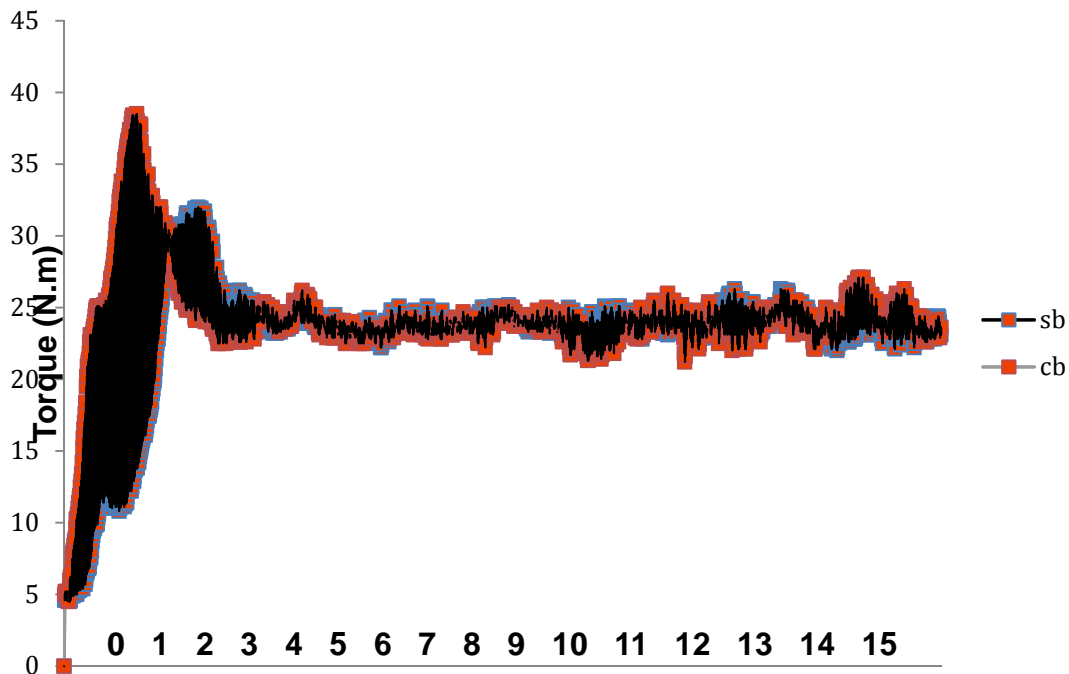


Figura 8 – Exemplo da coleta de dados do Controle de Força (atletas de polo aquático sem (SB) e com (CB) bandagem elástica).

A tabela 3 apresenta os dados de erro relativo e erro absoluto dos atletas com e sem bandagem elástica. Nenhuma influência da utilização da bandagem para os atletas pode ser evidenciada: Erro Relativo DP ($p=0,944$), Erro relativo CV ($p=0,879$) e Erro Absoluto ($p= 0,396$).

Tabela 3 - Erro Relativo (Desvio Padrão – DP; Coeficiente de Variação – CV) e Erro Absoluto do teste de controle de força dos atletas de polo aquático sem (SB) e com (CB) bandagem elástica.

Participantes	Erro Relativo		Erro Absoluto	
	DP	CV		
Atletas	SB	$0,76 \pm 0,45$	$2,50 \pm 1,23$	$1,02 \pm 1,42$
	CB	$0,75 \pm 0,24$	$2,55 \pm 0,97$	$0,63 \pm 0,18$

Já as tabelas 4 e 5 apresentam a acurácia e precisão dos testes de Cinestesia e SPA dos atletas de polo aquático sem e com BE. Nestas variáveis também não foram encontradas diferenças significativas para a utilização de BE: Cinestesia acurácia ($p= 0,158$), cinestesia precisão ($p=0,585$), SPA acurácia ($p=0,567$) e SPA precisão ($p= 0,201$).

Tabela 4 – Acurácia e precisão do teste de cinestesia dos atletas de polo aquático sem (SB) e com (CB) bandagem elástica.

Participantes		Acurácia	Precisão
Atletas	SB	1,48 ± 0,609	0,48 ± 0,293
	CB	1,79 ± 0,530	0,58 ± 0,516

Tabela 5 – Acurácia e precisão do teste de senso de posição ativa dos atletas de polo aquático sem (SB) e com (CB) bandagem elástica.

Participantes		Acurácia	Precisão
Atletas	SB	5,52 ± 5,137	2,66 ± 1,631
	CB	6,41 ± 7,222	2,01 ± 1,014

6.2 Influências da Fadiga em Jovens Fisicamente ativos

Os resultados de torque isométrico máximo dos jovens fisicamente ativos (Figura 9), realizados Pre e Pós protocolo de fadiga, demonstraram que houve diferença significativa entre pre e pós ($p<0,01$), caracterizado por uma diminuição do torque em aproximadamente 20% entre as médias do pico de torque.

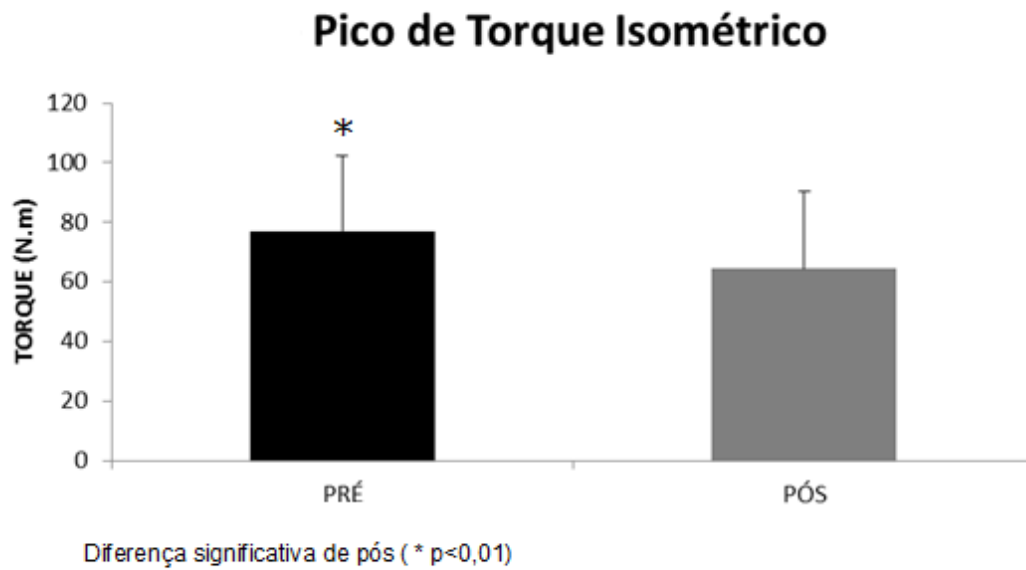
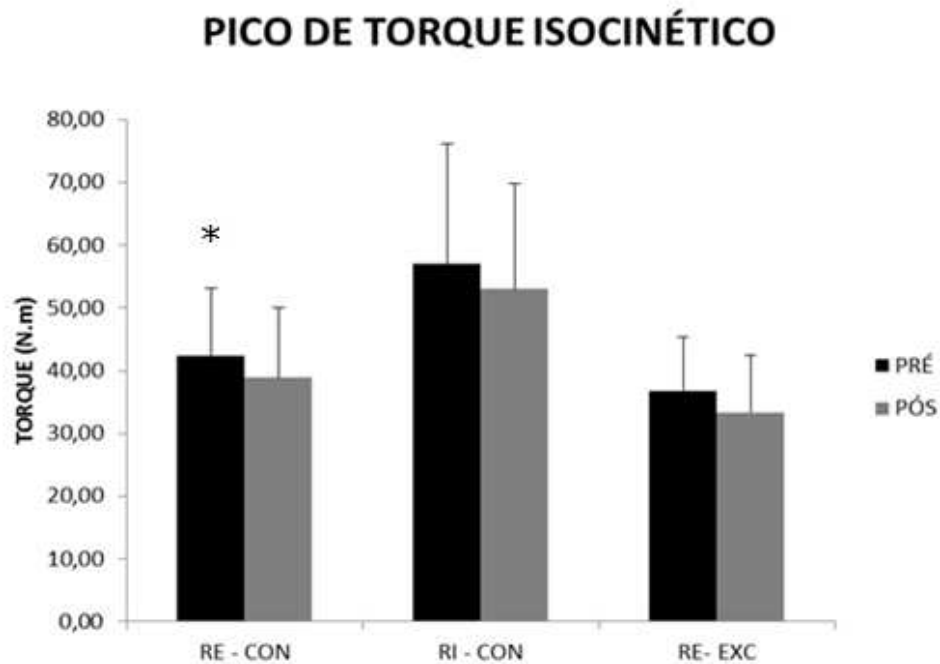


Figura 9 – Valores médios e desvio padrão do Pico de torque isométrico dos jovens fisicamente ativos pré e pós fadiga.

Os resultados de torque isocinético dos jovens fisicamente ativos (Figura 10), realizados Pre e Pós protocolo de fadiga, demonstraram que houve diferença significativa entre pre e pós ($p < 0,01$), apenas na rotação externa concêntrica (RE-CON). Para rotação interna concêntrica (RI-CON) e excêntrica (RE-EXC) não foram encontradas diferenças significativas entre pre e pós fadiga: RI-CON($P = 0,065$) e RE-EXC($0,096$).



Diferença significativa de pós (* $p < 0,01$)

Figura 10 – Valores médios do Pico de torque isocinético de rotação externa concêntrica (RE-CON), e de rotação interna concêntrica (RI-CON) e excêntrica (RE-EXC) dos jovens fisicamente ativos pré e pós fadiga.

Em relação aos apresentados na tabela 6, que demonstra as razões convencional e funcional dos jovens fisicamente ativos pré e pós fadiga, nenhuma influência da fadiga pode ser evidenciada: Razão Convencional ($p = 0,403$) e Razão funcional ($p = 0,587$)

Tabela 6 – Razão convencional e funcional dos jovens fisicamente ativos Pré e Pós Fadiga.

Participantes	Razão		
	Convencional	Funcional	
Jovens	PRÉ	0,77 ± 0,120	0,67 ± 0,141
	PÓS	0,74 ± 0,064	0,65 ± 0,139

A tabela 7 apresenta os dados de erro relativo e erro absoluto dos jovens fisicamente ativos pre e pós protocolo de fadiga. Nenhuma influência da fadiga pode ser evidenciada: Erro Relativo DP ($p=0,252$), Erro relativo CV ($p=0,879$) e Erro Absoluto ($p= 0,233$).

Tabela 7 - Erro Relativo (Desvio Padrão – DP; Coeficiente de Variação – CV) e Erro Absoluto do teste de controle de força dos jovens fisicamente ativos Pré e Pós Fadiga.

Participantes	Erro Relativo		Erro Absoluto	
	DP	CV		
Jovens	PRÉ	0,13 ± 0,12	3,06 ± 2,46	0,09 ± 0,04
	PÓS	0,08 ± 0,03	2,03 ± 0,76	0,07 ± 0,02

Já as tabelas 8 e 9 apresentam a acurácia e precisão dos testes de Cinestesia e SPA dos jovens fisicamente ativos Pré e Pós Fadiga. Nestas variáveis também não foram encontradas diferenças significativas para a fadiga: Cinestesia acurácia ($p= 0,058$), cinestesia precisão ($p=0,236$), SPA acurácia ($p=0,115$) e SPA precisão ($p= 0,571$).

Tabela 8 – Acurácia e precisão do teste de cinestesia dos jovens Pré e pós fadiga.

Participantes	Acurácia	Precisão	
Jovens	PRÉ	1,07 ± 0,322	0,33 ± 0,160
	PÓS	1,89 ± 1,192	0,97 ± 1,500

Tabela 9 – Acurácia e precisão do teste de senso de posição ativa dos jovens Pre e pós fadiga

Participantes		Acurácia	Precisão
Jovens	PRÉ	9,73 ± 4,968	5,71 ± 3,072
	PÓS	7,71 ± 3,370	6,08 ± 2,136

Os resultados da taxa de desenvolvimento de torque dos jovens fisicamente ativos (Figura 11), realizados Pre e Pós protocolo de fadiga, demonstraram que não houve diferenças significativas entre pre e pós no TDT pico ($p= 0,743$), nem nos intervalos de tempo TDT 30 ($p= 0,530$), TDT 50 ($p= 0,319$), TDT 100 ($p= 0,327$), TDT 150 ($p=0,343$), TDT 200 ($0,382$) e TDT 250 ($0,382$).

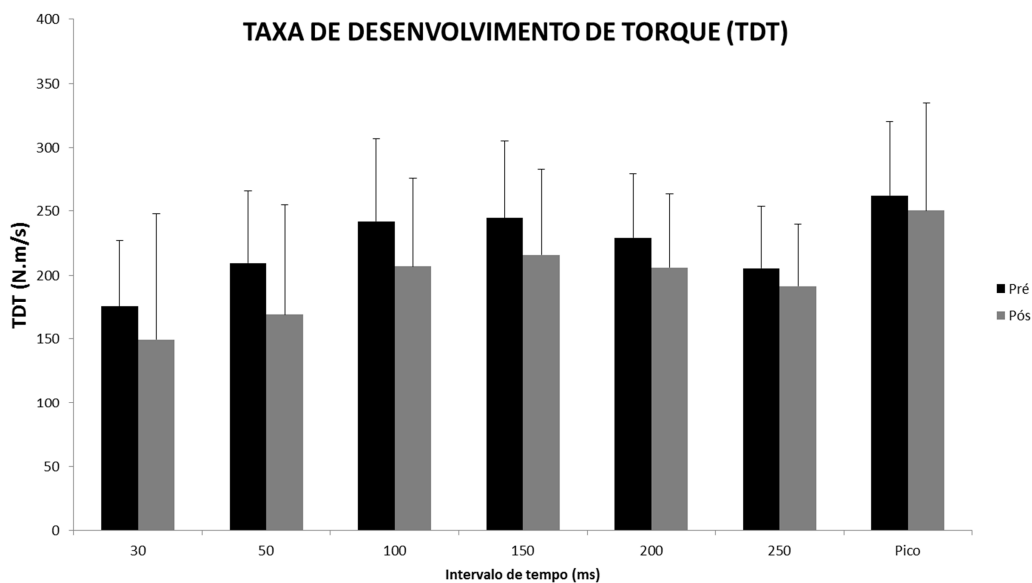


Figura 11 – Valores médios da TDT dos jovens fisicamente ativos pré e pós fadiga.

6.3 Comparação entre grupos (Atletas x Jovens Fisicamente Ativos)

Para os valores comparativos de torque isométrico máximo entre atletas e jovens fisicamente ativos (Figura 12), foram encontradas diferenças significativas entre os grupos ($p<0,001$), caracterizado por uma diferença do torque em aproximadamente 37% entre as médias do pico de torque dos grupos.

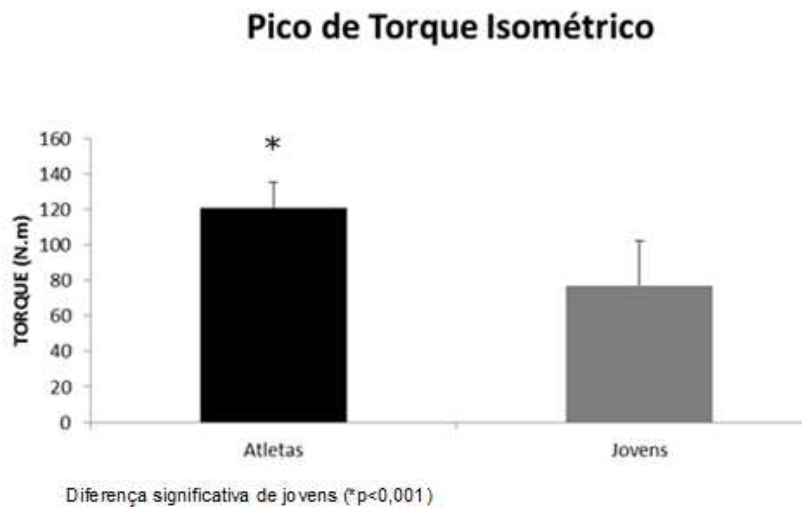


Figura 12 – Valores médios e desvio padrão do Pico de torque isométrico dos atletas e jovens fisicamente ativos .

Nos valores comparativos de torque isocinético entre atletas e jovens fisicamente ativos (Figura 13), foram encontradas diferenças significativas entre os grupos ($p < 0,001$) nas RE-CON, RI-CON e RE-EXC.

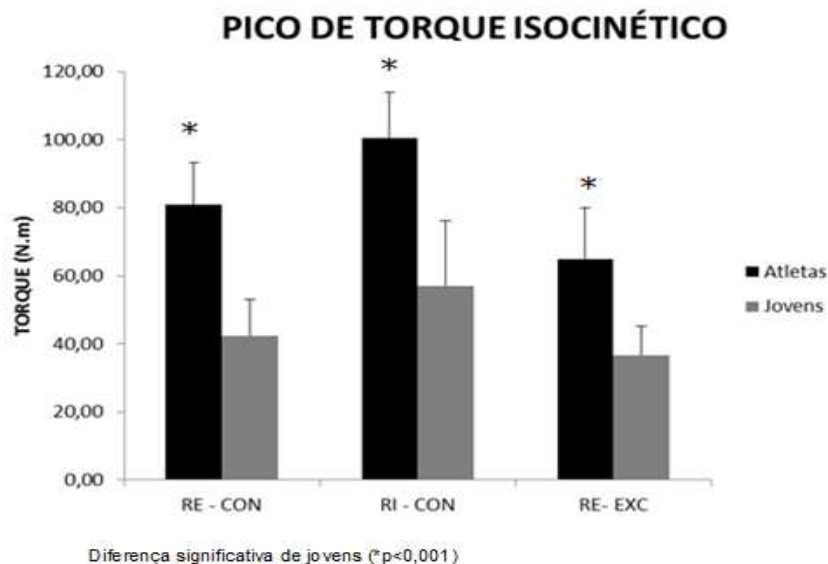


Figura 13 – Valores médios do Pico de torque isocinético de rotação externa concêntrica (RE-CON), e de rotação interna concêntrica (RI-CON) e excêntrica (RE-EXC) dos atletas e jovens fisicamente ativos.

Em relação aos valores apresentados na tabela 10, que mostra as razões convencional e funcional comparativas entre atletas e jovens fisicamente ativos nenhuma diferença significativa entre os grupos foi encontrada: Razão Convencional ($p= 0,456$) e Razão funcional ($p= 0,562$).

Tabela 10 – Razão convencional e funcional dos atletas e jovens fisicamente ativos

Participantes	Razão	
	Convencional	Funcional
Atletas	0,80 ± 0,057	0,66 ± 0,100
Jovens	0,77 ± 0,120	0,67 ± 0,141

Com os dados obtidos pelo teste de controle de força, a tabela 11 apresenta os valores de erro relativo e erro absoluto entre atletas e jovens fisicamente ativos. Nenhuma influência do grupo pode ser evidenciada nas variáveis Erro relativo CV ($p=0,531$) e Erro Absoluto ($p= 0,54$). No entanto, na variável Erro relativo DP foi encontrada diferença significativa entre os grupos ($p<0,001$)

Tabela 11 - Erro Relativo (Desvio Padrão – DP; Coeficiente de Variação – CV) e Erro Absoluto do teste de controle de força dos atletas e jovens fisicamente ativos.

Participantes	Erro Relativo		Erro Absoluto
	DP	CV	
Atletas	0,76* ± 0,45	2,50 ± 1,23	1,02 ± 1,42
Jovens	0,13 ± 0,12	3,06 ± 2,46	0,09 ± 0,04

Diferença significativa entre jovens (* $p<0,001$)

Já as tabelas 12 e 13 apresentam a acurácia e precisão dos testes de Cinestesia e SPA entre atletas e jovens fisicamente ativos. Não foram encontradas

diferenças significativas entre os grupos para: Cinestesia acurácia ($p= 0,79$), cinestesia precisão ($p=0,177$) e SPA acurácia ($p=0,079$). No entanto, para a variável SPA precisão foi encontrada diferença significativa entre os grupos ($p<0,05$).

Tabela 12 – Acurácia e precisão do teste de cinestesia dos atletas e jovens fisicamente ativos

Participantes	Acurácia	Precisão
Atletas	1,48 ± 0,609	0,48 ± 0,293
Jovens	1,07 ± 0,322	0,33 ± 0,160

Tabela 13 – Acurácia e precisão do teste de senso de posição ativa dos jovens Pré e pós fadiga

Participantes	Acurácia	Precisão
Atletas	5,52 ± 5,137	2,66 * ± 1,631
Jovens	9,73 ± 4,968	5,71 ± 3,072

Diferença significativa entre jovens (* $p<0,05$)

A seguir está apresentado um exemplo do teste de All Out, utilizado no experimento 3 para a obtenção do TC e W' (Figura 14). Pode-se notar uma queda mais acentuada no começo e uma estabilização no final do teste.

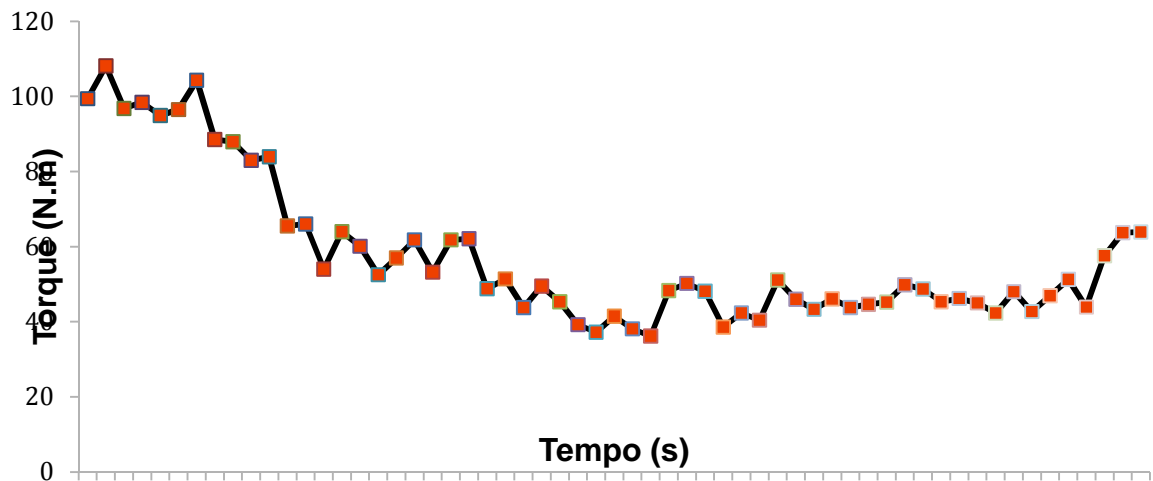


Figura 14 – Exemplo da coleta de dados do teste de All Out de um atleta de polo aquático.

Com base nos dados de TC, podemos inferir que os atletas possuem valores maiores em 40% que os jovens fisicamente ativos evidenciando, possivelmente, o treinamento que esta população se submete (Figura 15). Foram encontradas diferenças significativas entre os grupos ($p < 0,01$).

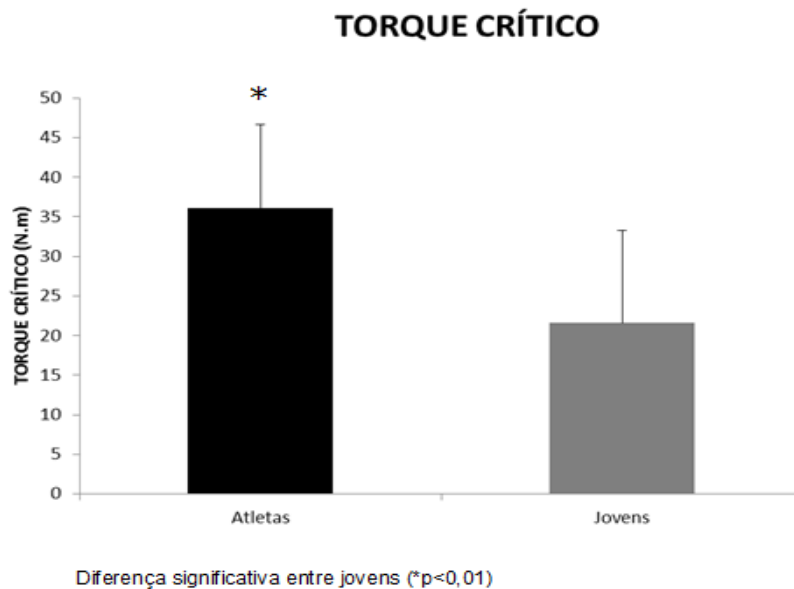


Figura 15 – Torque crítico dos atletas e dos jovens fisicamente ativos, obtidos do teste de All Out.

Em relação aos valores de W' , considerado a diferença entre o impulso total e o impulso acima do TC, os atletas possuem valores maiores em aproximadamente 40% que os jovens fisicamente ativos (Figura 16). Foram encontradas diferenças significativas entre os grupos ($p < 0,05$).

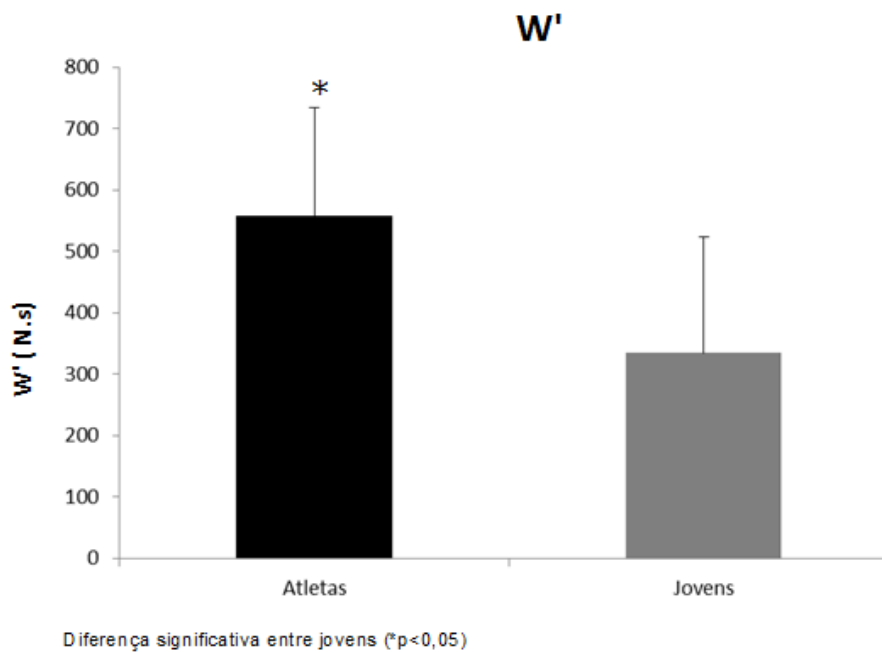


Figura 16 – W' dos atletas e dos jovens fisicamente ativos, obtidos do teste de All Out.

Apesar das diferenças significativas tanto em valores de TC como em valores de W' , quando se avalia o percentual do Torque crítico médio em relação às CIVM em atletas e jovens fisicamente ativos, conforme apresentado na figura 17, não são encontradas diferenças significativas entre os grupos ($p = 0,462$).

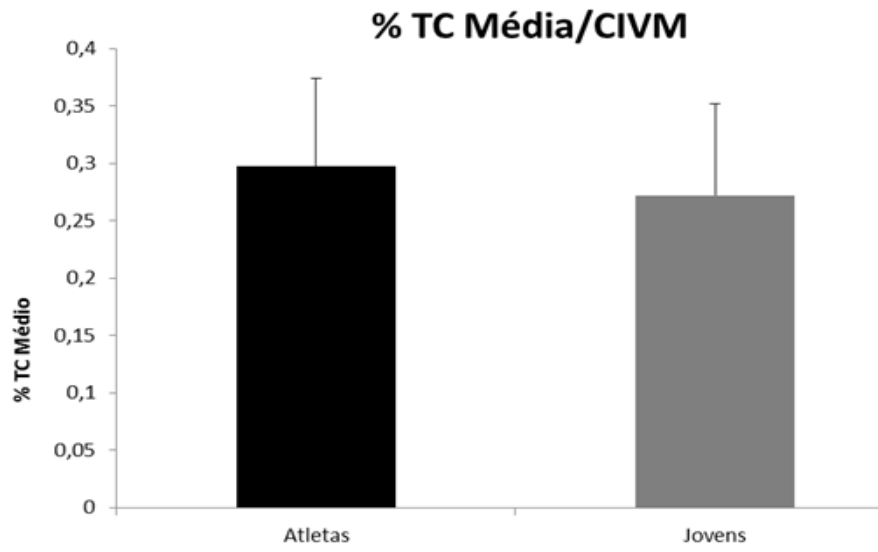


Figura 17 – Percentual do Torque crítico médio em relação as CIVM em atletas e jovens fisicamente ativos.

7 DISCUSSÃO

Influências da Bandagem Elástica em atletas de Polo Aquático

No presente estudo o torque isométrico máximo dos atletas não apresentou diferença significativa com e sem a utilização de bandagem elástica. Dados na literatura (WILLIANS et al., 2012, CHENG FU 2008 e CHANG et al 2012) ao avaliarem força muscular não encontraram nenhuma evidencia substancial que suporte a utilização de bandagens elásticas para melhoria desta variável. O mesmo aconteceu com os valores de pico de torque isocinético, nos quais não foram encontradas melhorias significativas nos torques isocinéticos de Rotação Interna Concêntrica, Rotação Externa Concêntrica e Excêntrica com a utilização de bandagem elástica.

Uma das variáveis importantes a se considerar no polo aquático é o desequilíbrio de forças inerentes à modalidade que promovem hipertrofia dos rotadores internos do ombro e fadigam a musculatura dos rotadores externos que agem como antagonistas (PEZARAT-CORREIA et al., 2005).

A avaliação da força isocinética vem sendo utilizada como uma ferramenta que permite acompanhar desequilíbrios musculares no ombro, quantificando razões entre a força dos rotadores externos e internos. Estudos propuseram que a medição destas razões pode ser um instrumento interessante para identificar desequilíbrios musculares no ombro de atletas (BROWN, NIEHUES, HARRAH, YAVORSKY, HIRSHMAN, 1988; WILK, ANDREWS, ARRIGO, KEIRNS, ERBER, 1993; WILK ET AL., 2002; ELLENBECKER & ROETERT, 2003). O polo aquático é uma modalidade que reúne duas das características apontadas como potenciais fatores de desequilíbrio muscular nos músculos rotadores do ombro: a presença de gestos

característicos da natação e de ações de lançamento por cima da cabeça. Por isso, podem ser entendidos os resultados de McMaster, Long, Caiozzo (1991) que verificaram que os jogadores de polo aquático apresentavam razões de RE:RI com valores entre 55 a 61%. No entanto, no presente estudo encontramos valores destas razões de 77 a 80% em média para razão convencional e 60 a 64% na razão funcional conforme encontrado na literatura. Porém, novamante não evidenciamos nenhuma influência da utilização da BF.

Em relação aos dados encontrados no presente estudo sobre as variáveis obtidas pelos testes de controle de força, também não foi encontrada influência da bandagem elástica tanto para erro relativo como para erro absoluto. Estes achados se contrapõem com um estudo de revisão realizado por WILLIANS et al., 2012, que concluiu que a utilização de bandagem elástica pode ter um efeito benéfico sobre a manutenção de força.

Segundo MORRIS et al., 2013, a bandagem elástica é utilizada para facilitar e inibir a atividade muscular, reposicionar articulações e melhorar a propriocepção. Em alguns estudos em diferentes contextos e articulações (ZANCA et al., 2015, WILLIANS et. al, 2012, LYNDSEY et.al, 2015) contradizem as afirmações de MORRIS et, al, 2013 em relação a melhorias da propriocepção (cinestesia e senso de posição ativo) não encontrando diferenças ou melhorias significativas com a utilização de bandagens. No presente estudo, foram verificadas a acurácia e precisão dos testes de cinestesia e senso de posição ativo com e sem a utilização de bandagem elástica e também não foram encontradas diferenças significativas ou melhoria de resultado com a utilização de bandagem.

Alguns autores constataram o aumento de utilização de bandagens elásticas como estratégia terapêutica e indicação de melhoria de algumas ações

musculoesqueléticas nos últimos anos, no entanto, os resultados apresentam evidências conflitantes quanto à eficácia de sua utilização (MATOS, 2000, COPPING e O'DRISCOLL, 2005, MORRIS et al., 2013). No presente estudo, não foram encontradas diferenças significativas para a utilização de bandagem elástica em nenhuma das variáveis estudadas. Diante disso e com o relato de conforto dos atletas quando da utilização destas bandagens elásticas para jogos e treinamentos, não existem implicações contrárias de sua utilização terapêutica.

Influências da Fadiga em Jovens Fisicamente ativos

A fadiga muscular é considerada um grande fator de risco para lesões musculoesqueléticas e seu efeito no complexo articular do ombro é constantemente objeto de preocupações entre os pesquisadores. Alguns estudos mostram que a fadiga do manguito rotador pode alterar a força muscular e a propriocepção articular (DING et al., 2000, LEE et al. 2003, RIBEIRO et al., 2008). No presente estudo foram encontradas diferenças significativas no pico de torque isométrico caracterizadas por diminuição do torque em aproximadamente 20 % após realização de protocolo de fadiga. Na literatura, alguns autores encontraram diferenças similares na avaliação tanto em atletas como em sedentários (MULLANEY & MCHUGH, 2006, CHANDLER et al., 1992; ELLENBECKER & ROETERT, 2003).

Em relação às avaliações isocinéticas, o presente estudo encontrou diferença significativa apenas nos valores de rotação externa concêntrica. No entanto, esta diferença não impactou em diferenças significativas nas razões convencional e funcional dos jovens fisicamente ativos, nas quais nenhuma influência da fadiga pode ser evidenciada. Além disso, os valores encontrados são similares aos achados na literatura para esta articulação, ou seja, entre 60 e 70 %

(WILK et al., 2002; ELLENBECKER e MATTALINO, 1997; ELLENBECKER E ROETERT, 2003). Já BATALHA et al. 2012, mostraram que os resultados dos índices de fadiga não revelaram diferenças entre um grupo de nadadores jovens quando comparados com um grupo controle. Os nadadores apresentaram razões unilaterais entre os $73,39 \pm 17,26\%$ no membro dominante e o grupo controle $92,81 \pm 13,31$. Diante disso, conclui-se que os nadadores apresentaram um maior desequilíbrio muscular, sendo a capacidade de produção de força dos rotadores internos (significativamente superior nos nadadores) o que os distingue do grupo de não praticantes. No presente estudo os dados das razões convencional e funcional ficaram entre 67 e 77 % no pré fadiga e entre 65 e 74% no pós fadiga, diferentes dos 92,81% apresentados no estudo citado anteriormente.

Em relação aos dados encontrados no presente estudo sobre as variáveis obtidas pelos testes de controle de força, novamente não foram encontradas nenhuma influência da fadiga tanto para erro relativo como para erro absoluto. Relativamente à fadiga muscular, BATALHA et al., 2012, compararam os valores de torque e índice de fadiga entre nadadores grupo controle, e os valores encontrados para o grupo de nadadores são semelhantes aos do estudo de BEACH et al., 1992,. No entanto, contrário ao que seria esperado, não são os índices de fadiga o que distingue nadadores de competição de indivíduos ativos. Uma vez que não existem valores normativos relativos a esta variável.

No presente estudo, foram verificadas a acurácia e precisão dos testes de cinestesia e senso de posição ativo pre e pós protocolo de fadiga e também não foram encontradas diferenças significativas ou piora de resultado com a fadiga. Estes achados estão de acordo com o encontrado na literatura quando Haik et.al, 2007 avaliaram a propriocepção do ombro nas rotações medial e lateral, por meio do

reposicionamento angular, em trabalhadoras com Síndrome do Impacto. Foram realizados reposicionamentos passivo ($2^{\circ}/s$) e ativo ($5^{\circ}/s$) dos ângulos-alvo: 45° de rotação medial e 75° de rotação lateral, no dinamômetro isocinético e não foi encontrada diferença entre grupos para erros de reposicionamentos passivo e ativo. Isto demonstra que os principais proprioceptores para a capacidade de reposicionamento angular não são influenciados pela fadiga.

Já os resultados da taxa de desenvolvimento de torque dos jovens fisicamente ativos, realizados Pre e Pós protocolo de fadiga, demonstraram que não houve diferenças significativas entre pre e pós no TDT pico ($p= 0,743$), nem nos intervalos de tempo TDT 30 ($p= 0,530$), TDT 50 ($p= 0,319$), TDT 100 ($p= 0,327$), TDT 150 ($p=0,343$), TDT 200 ($0,382$) e TDT 250 ($0,382$). Na literatura, muitos trabalhos avaliam a TDT nos membros inferiores GRECO et. al 2013, THORLUND et al, 2009., MOHR et al, 2003) e poucos nos membros superiores, em especial no movimento analisado no presente estudo, diante disso, torna-se difícil a comparação de forma direta dos dados. No entanto, existem trabalhos que analisaram a TDT em outros músculos dos membros superiores. Em estudo cujo objetivo foi investigar o efeito de um programa de treinamento isométrico de curta duração num grupo de 13 participantes sobre o torque e a TDT do músculo bíceps braquial do membro dominante, os autores verificaram melhora na TDT sem mudanças no pico de torque, apresentando valores de correlação intraclassa de 0,94 para a TDT e 0,79 para o pico de torque (GABRIEL et al., 2001), sendo estes valores considerados bons para estudos de confiabilidade.

Comparação entre grupos (Atletas x Jovens Fisicamente Ativos)

No presente estudo para valores comparativos de torque isométrico máximo entre atletas e jovens fisicamente ativos foram encontradas diferenças significativas entre os grupos ($p < 0,001$), caracterizado por uma diferença do torque em aproximadamente 37% entre as médias do pico de torque dos grupos. Esta diferença pode ser explicada pelas ações específicas de arremessos em treinamentos e jogos que demandam elevadas velocidades da adução horizontal e de rotação interna do ombro, movimento cuja aceleração é determinante para o sucesso da execução do movimento (SPRIGINGS, et. al, 1994; ELLIOTT, MARSHALL E NOFFAL, 1995). O mesmo aconteceu com os valores comparativos de torque isocinético entre atletas e jovens fisicamente ativos, nos quais foram encontradas diferenças significativas entre os grupos ($p < 0,001$) nas RE-CON, RI-CON e RE-EXC

Estudos importantes em diversas modalidades esportivas dimensionam a velocidade do ombro nas ações de lançamento. Alguns estudos registraram velocidades angulares de rotação interna do ombro de 2000°/s no saque do tênis (ELLIOTT et al., 1995; FLEISIG et al, 2003), 3000°/s (RASH e SHAPIRO, 1995) ou 5000°/s (FLEISIG, et al, 1996) no passe do futebol americano, e de 7000°/s no lançamento de baseball (DILLMAN, FLEISIG e ANDREWS, 1993; FLEISIG et al.,1996). Os atletas de elite de polo aquático em geral participam de sessões de arremesso direcionados que exigem entre 400-800 movimentos aéreos por sessão (ELLIOTT 1993) e arremessam com máxima abdução e rotação externa do ombro com velocidade do arremesso entre 16,6-19,7 m/s. (SMITH, 1998).

Em termos de torque, para a amostra estudada, os valores dos músculos rotadores internos são maiores em comparação com os músculos rotadores

externos. As mesmas conclusões foram apresentadas no estudo de COOLS, et al. (2015), que foi avaliada a força isométrica em 32 atletas de handebol, e verificou que o valor de força dos músculos rotadores internos era superior ao valor da força dos rotadores externos (média da força de rotadores externos no membro dominante 152,9 N x média da força de rotadores internos no membro dominante 172,7 N). Estes valores mais elevados na força dos rotadores internos eram esperados, uma vez que a base do treino de atletas de esportes com arremesso acima da cabeça é direcionada para movimentos de rotação interna (Campos et. al 2015) e anatomicamente os músculos rotadores internos são em maior número e com maior tamanho que os rotadores externos.

A força necessária realizada pela região do ombro para estes movimentos intensos e repetidos são os possíveis precursores da instabilidade e desequilíbrio muscular entre os rotadores interno e externo do ombro (BROOKS, 1999). Em relação ao presente estudo os dados que mostram as razões convencional e funcional comparativas entre atletas e jovens fisicamente ativos, não detectou nenhuma diferença significativa entre os grupos para os valores de razão convencional para atletas em média 80% e para os jovens 77 %, nem para razões funcional com os valores para atletas 66% e jovens 67%. Na literatura, encontra-se que a avaliação da força isocinética vem sendo utilizada como uma rotina que permite acompanhar desequilíbrios musculares no ombro, quantificando razões entre a força dos rotadores externos e a força dos rotadores internos do ombro. Alguns estudos afirmam que a medição destas razões pode ser uma ferramenta útil para identificar desequilíbrios musculares no ombro de atletas (BROWN, NIEHUES, HARRAH, YAVORSKY, HIRSHMAN, 1988; WILK, ANDREWS, ARRIGO, KEIRNS, ERBER, 1993; WILK ET AL., 2002; ELLENBECKER & MATTALINO, 1997; ELLENBECKER &

ROETERT, 2003). O Estudo de ALDERINK & KUCK (1986) propôs que o intervalo entre 66 e 75% da razão RE:RI como aquele que traduz, do ponto de vista teórico, um equilíbrio muscular adequado entre a força dos rotadores externos e a força dos rotadores internos. Estes valores estão de acordo com o que encontramos no presente estudo em ambos os grupos.

Com os dados obtidos pelo teste de controle de força, o presente estudo obteve os valores de erro relativo e erro absoluto comparativos entre atletas e jovens fisicamente ativos. Nenhuma influência do grupo pode ser evidenciada nas variáveis Erro relativo CV ($p=0,531$) e Erro Absoluto ($p= 0,54$). No entanto, na variável Erro relativo DP foi encontrada diferença significativa entre os grupos ($p<0,001$). Não foram encontrados na literatura estudos que relacionassem o controle de força entre grupos de atletas e não atletas. Tendo em vista que tanto os atletas quanto os jovens fisicamente ativos não possuíam nenhuma debilidade relacionada ao ombro, era de se esperar que os mesmos apresentassem valores similares, uma vez que o treinamento específico do polo aquático não visa melhorar o controle de força.

Já para os dados obtidos de propriocepção, foram obtidos a acurácia e precisão dos testes de Cinestesia e SPA comparativos entre atletas e jovens fisicamente ativos. Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos para: Cinestesia acurácia ($p= 0,79$), cinestesia precisão ($p=0,177$) e SPA acurácia ($p=0,079$). No entanto, para a variável SPA precisão foi encontrada diferença significativa entre os grupos ($p<0,05$). Na literatura encontra-se o estudo de RIBEIRO et al., 2008 que estudou a propriocepção em jogadores de Handebol e verificou diferenças significativas no SPA após protocolo de fadiga, no entanto, o estudo não apresentou grupo controle para verificar o comportamento do ombro em pessoas que não utilizam o arremesso acima da cabeça em suas atividades. Esta

diferença encontrada em nosso estudo pode ser em função do tipo de atividade realizado durante uma partida de polo aquático. Uma vez que os atletas estão constantemente posicionando seus membros superiores de forma a bloquear os adversários, torna-se necessário uma boa capacidade de reprodução do posicionamento para o bom desempenho no jogo.

Por meio do teste de All Out, utilizado no experimento 3, foram obtidos no presente estudo o TC e W' . Com base nos dados de TC, podemos inferir que os atletas possuem valores maiores em 40% que os jovens fisicamente ativos evidenciando, possivelmente, o treinamento que esta população se submete. Já em relação aos valores de W' , considerado a diferença entre o impulso total e o impulso acima do TC, os atletas possuem valores maiores em aproximadamente 40% que os jovens fisicamente ativos. Apesar destas diferenças significativas tanto em valores de TC como em valores de W' , quando se avalia o percentual do Torque crítico médio em relação às CIVM em atletas e jovens fisicamente ativos, não são encontradas diferenças significativas entre os grupos ($p= 0,462$). Este modelo para obtenção do TC e W' , além dos resultados obtidos por BURNLEY (2009) que realizando o all out no quadríceps resultou em um declínio no torque voluntário até a 25-35% de MVC. Resultados similares foram encontrados no presente estudo, no qual o torque crítico em atletas foi em média 30 % do CIVM e entre os jovens em média 27%. Além disso, VANHATALO et al. (2007) demonstraram que em um período de 3 minutos de all-out em ciclismo contra uma resistência fixa levou a uma saída de potência estável nos últimos 30 segundos do teste (a "potência de teste final"), e esta potência foi equivalente à estimativa convencional de potência crítica, ou seja, a demonstração da mesma relação entre o torque crítico e o "torque de teste final" durante um período de contrações isométricas máximas seria útil, já que

a fadiga muscular é mais comumente estudada usando a contração voluntária máxima ou contrações submáximas realizadas quando existe a falha da tarefa. Outro estudo verificou que contrações isométricas intermitentes dos quadríceps também podem ser consideradas adequadas para a medição dos processos de fadiga durante o exercício de alta intensidade (BABAULT et. al. 2006).

Em relação ao W' , que é a constante de curvatura da relação e representa uma quantidade finita de trabalho que pode ser realizada acima da potência crítica (WILL D.M , 1993). As formas lineares dessa relação podem ser derivadas do inverso do tempo, ou por meio do trabalho total realizado em função do tempo até a exaustão. Diante disso, verificamos no presente estudo, que o W' nos atletas possuem valores maiores em aproximadamente 40% que os jovens fisicamente ativos devido a utilização dos músculos rotadores do ombro em ações de lançamentos, natação e bloqueios nos treinamento e jogos.

Quando o torque crítico é normalizado pela CVM, não existe diferença entre os atletas de polo aquático e os jovens fisicamente ativos. Isto mostra que o tipo de atividade e treinamento realizados no polo aquático não é próprio para promover melhoras percentuais de torque crítico e que o mesmo é maior, em valores absolutos, devido a maiores capacidades de força e não necessariamente devido a melhora na resistência.

8 CONCLUSÃO

O presente estudo conclui que a Bandagem Elástica não apresentou influência em nenhuma das variáveis estudadas, ou seja, não interfere no desempenho relacionado à propriocepção, controle de força e torque máximo isométrico e isocinético. Diante disso, e com o relato de conforto dos atletas quando da utilização destas bandagens elásticas para jogos e treinamentos, não existem implicações contrárias à utilização terapêutica de Bandagens Elásticas para o Polo Aquático.

Pode-se observar também para não atletas que a fadiga influenciou o desempenho do torque máximo isométrico para rotação interna do ombro e do torque máximo isocinético para rotação interna (concêntrica). Porém, para o torque máximo de rotação interna (concêntrica), externa (excêntrica), controle de força, razões convencional e funcional, propriocepção e TDT, a fadiga não foi fator que influenciou o desempenho.

Por fim, o estudo conclui que os atletas apresentam maior torque máximo tanto isométrico como isocinético nos rotadores do ombro, possivelmente devido às ações específicas de arremessos, natação e bloqueios em treinamentos e jogos que demandam o polo aquático. Entretanto, apesar das diferenças no TC e W' , que são maiores em atletas em aproximadamente 40%, quando o torque crítico é normalizado pela CVM, não existe diferença entre os grupos, demonstrando que o tipo de atividade e treinamento realizados no polo aquático não são próprios para aumentar os percentuais de torque crítico e que o mesmo é maior, devido a maiores capacidades de força e não necessariamente devido a melhora na resistência.

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAGAARD, P. et al. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v. 93, p. 1318–1326, 2002

ALDERINK, G., KUCK, D. – Isokinetic shoulder strength of highschool and college-aged pitchers. **J Orthop Sports Phys Ther** (1986); 7: 163-172.

ANDRADE M., BARBOSIA DE LIRA C., DUBAS J., FLEURY A., SILVA A. (2010). Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. **Journal of Sports Sciences**, 743–749.

ANNETT P, FRICKER P, MCDONALD W. Injuries to elite male waterpolo players over a 13 year period. **NZJSM** 2000;28:78—83.

BABAULT N, DESBROSSES K, FRABRE MS, MICHAUT A, POUSSON M. Neuromuscular fatigue development during concentric and isometric knee extensions. **J Appl Physiol** 100: 780–785, 2006.

BATALHA, N.M.P.; RAIMUNDO, A.M.M.; TOMAS-CARUS, P.; FERNANDES, O.J.S.M.; MARINHO, D.A.; DA SILVA, A. "Shoulder rotator isokinetic strength profile in young swimmers | Perfil de força isocinética dos rotadores dos ombros em jovens nadadores", **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano** 14, 5: 545 – 553, 2012.

BATTISTELLA, L; SHINZATO, G.T. Retorno à atividade física pós-tratamento do aparelho locomotor in: GHORAYEB, N.; BARROS, T. **O exercício: preparação fisiológica: avaliação médica, aspectos especiais e preventivos**. São Paulo:Atheneu, 1999.

BEACH ML, WHITNEY SL, DICKOFF-HOFFMAN S. Relationship of shoulder flexibility, strength, and endurance to shoulder pain in competitive swimmers. **J Orthop Sports Phys Ther** 1992;16(6):262-8

BENTO , P.C.B, et al. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 25, n. 5., p.450-4, 2010.

BROOKS JM. Injuries in water polo. **Clin Sports Med** 1999;18(2):313—9.

BROWN, L., NIEHUES, S., HARRAH, A., YAVORSKY, P., HIRSHMAN, H. – Upper extremity range of motion and isokinetic strength of the internal and external shoulder rotators in major league baseball players. **Am J Sports Med**; 16: 577-585, 1988.

BURNLEY, M. Estimation of critical torque using intermittent isometric maximal voluntary contractions of the quadriceps in humans. **J Appl Physiol**, Vol. 106 p 975 – 983, 2009.

CAMPOS, T. F. ; PETRONE, K. C. O. ; NAVEGA, M. T. ; RENNER, A F ; MATTIELLO-ROSA, S M . Estudo dos Picos de Torque Concêntrico e Excêntrico dos

Rotadores Mediais e Laterais do Ombro de Atletas do Polo Aquático. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, SP, v. 9, n. 2, p. 137-143, 2005.

CARPENTER JE, BLASIER RB, PELLIZON GG. The effects of muscle fatigue on shoulder joint position sense. **Am J Sports Med** 1998; 26(2): 262-5.

CHANDLER, T. J., KIBLER, W. B., STRACENER, E. C., ZEIGLER, A. K., & PACE, B. Shoulder strength, power, and endurance in college tennis players. **American Journal of Sports Medicine**, 20, 455e457.1992.

CHANG HY1, WANG CH, CHOU KY, CHENG SC. Could forearm Kinesio Taping improve strength, force sense, and pain in baseball pitchers with medial epicondylitis? **Clin J Sport Med**. 2012 Jul;22(4):327-33.

COLVILLE JM, MARKMAN BS. Competitive water polo: Upper extremity injuries. **Clin Sports Med** Apr 1999; 18(2): 305-12 vi.

COOLS AM, WITVROUW EE, DE CLERCQ GA, DANNEELS LA, WILLEMS TM, CAMBIER DC et al. Scapular muscle recruitment pattern: electromyographic response of the trapezius muscle to sudden shoulder movement before and after fatiguing exercise. **J. Orthop Sports Phys Ther** 2002; 32(3):381-91.

COOLS, A., VANDERSTUKKEN, F., VEREECKEN, F., DUPREZ, M., HEYMAN, K., GOETHALS, N., & JOHANSSON, F. (2015). Eccentric and isometric shoulder rotator cuff strength testing using a hand-held dynamometer: reference values for overhead athletes. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.**2015.

COPPING J, O'DRISCOLL ML 2005 Application of tape at the shoulder joint: An effective therapeutic modality for the treatment of impingement syndrome? **Physical Therapy Reviews** 10: 231–236.

CROZARA L., CASTRO A., NETO A., LAROCHE D.P., CARDOZO A.C., GONÇALVES M. Utility of Electromyographic fatigue Threshold during treadmill Running. **Muscle Nerve**. 2015 Dec;52(6):1030-9.

CROSIER, J. L. Contribution fondamentale et clinique à l'exploration musculaire isocinétique. **Université de Liège, Faculté de Médecine, Service de Médecine Physique et Kinésithérapie**. Liège-Bélgica, 1996, 267p.

DELESTRAT A., GREGORY J., COHEIN D. The use of the Functional H:Q Ratio to Assess Fatigue in Soccer. **Int J Sports Med** 2010: 31:192-197.

DILLMAN, C., FLEISIG, G., ANDREWS, J. – Biomechanics of pitching with emphasis upon shoulder kinematics. **J Orthop Sports Phys Ther** (1993); 18: 402-08.

DING, J., WEXLER, A.S., BINDER-MACLEOD, S.A., 2000. A predictive model of fatigue in human skeletal muscles. **Journal of Applied Physiology** 89, 1322–1332.

EDOUARD et. al. Reliability of shoulder rotators isokinetic strength imbalance measured using the biodex dynamometer. **Journal of science and medicine in sport** 16 (2013) 162-165.

ELLENBECKER TS, DAVIES GJ, ROWINSKI MJ. Concentric versus eccentric isokinetic strengthening of the rotator cuff. **Am J Sports Med** 1988; 16(1): 64-9.

ELLENBECKER, T., MATTALINO, A. – Concentric isokinetic shoulder internal and external rotation strength in professional baseball pitchers. **J Orthop Sports Phys Ther** (1997); 25: 323-328.

ELLENBECKER, T., ROETERT, E. – Age specific isokinetic glenohumeral internal and external rotation strength in elite junior tennis players. **J Sci Med Sci Sport** (2003); 6: 63-70.

ELLIOTT J. Shoulder pain and flexibility in elite water polo players. **Physiotherapy** 1993;79(10):693—7. 3.

ELLIOTT, B., MARSHALL, R., NOFFAL, G. – Contribution of upper limb segment rotations during the power serve in tennis. **J Appl Biomech** (1995); 11: 433-442.

ENOKA RM, STUART DG. Neurobiology of muscle fatigue. **J Appl Physiol.** 1992;72:1631-1648 .

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2.ed. São Paulo: Manole, 2000.

ESCAMILLA, R., ANDREWS, J.– Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. **Sports Med** (2009); 39: 569-590.

FAP (Federação Aquática Paulista) História da Modalidade polo Aquático. Disponível em: < <https://www.aquaticapaulista.org.br/historia2.php>>. Acesso em: 16 abr. 2014.

FAYAD, F., ROBY-BRAMI, A., YAZBECK, C., HANNETON, S., LEFEVRE-COLAU, M. M., GAUTHERON, V., ... E REVEL, M. Three-dimensional scapular kinematics and scapulohumeral rhythm in patients with glenohumeral osteoarthritis or frozen shoulder. **Journal of biomechanics**, 41(2), 326-332, 2008..

FERNANDES, T B F ; SHINZATO, Gilson Tanaka ; SAMPAIO, Isabel Cristina da Silva Prado ; GONÇALVES, Adilson ; BATTISTELLA, Linamara Rizzo . Avaliação isocinética de rotadores internos e externos do ombro de atletas sobre cadeira de rodas e indivíduos sedentários - estudo comparativo.. **Acta Fisiátrica**, São Paulo, v. 4, n. 2, p. 214-214, 1997.

FERRAGUT, C., ABRALDES, J.A., VILA, H., RODRIGUEZ, N., ARGUDO, F.M., AND FERNANDES, R.J. (2011). Anthropometry and throwing velocity in elite water polo by specific playing positions. **Journal of Human Kinetics**. 27, 33-44.

FLECK, S., SMITH, S., CRAIB, M., DENAHAM, T., SNOW, R. – Upper extremity isokinetic torque and throwing velocity in teamhandball. **J Appl Sports Sci Res** (1992); 31: 120-124.

FLEISIG, G., ESCAMILLA, R., ANDREWS, J., MATSUO, T., SATTERWHITE, Y., BARRENTINE, S. – Kinematic and kinetic comparison between baseball pitching and football passing. **J Appl Biomech** (1996);12: 207-224.

FLEISIG, G., NICHOLLS, R., ELLIOTT, B., ESCAMILLA, R. – Kinematics used by world class tennis players to produce high-velocity serves. **Sports Biomech** (2003); 2: 51-71.

FORNARI, V. ; SOLDÁ, D.M. ; TANSINI, S. ; BONA, C. C. ; PIMENTEL, G. L. . Avaliação isocínética do ombro de um time infanto juvenil de voleibol feminino.. **Fisioterapia Ser** , v. 11, p. 8-11, 2016.

FOSS, M.; KETEVIAN, S. **Bases fisiológicas do exercício e do esporte**. 6.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

GABRIEL, D., A.; BASFORD, J., F.; AN, K. Training-related changes in the maximal rate of torque development and EMG activity. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, p. 123 – 129, 2001.

GIOMBINI A, ROSSI A, PETTRONE FA, DRAGONI S. Posterosuperior glenoid rim impingement as a cause of shoulder pain in top water polo players. **J Sports Med Phys Fitness** 1997;37:273—8.

GRECO, C.C. et al. Fatigue and rapid hamstring/quadriceps force capacity in professional soccer players. **Clinical physiology and functional imaging**, v. 33, n.1, p. 18-23, jan. 2013

GUO, L. Y., LIN, C. F., YANG, C. H., HOU, Y. Y., CHEN, S. K., E WU, W. L. Evaluation of internal rotator muscle fatigue on shoulder and scapular proprioception. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**, 11(03), 663-674, 2011.

HAIK, M. N. ; CAMARGO, P. R. ; Mattiello-Rosa, S.M.G. ; SALVINI. Senso de posição articular do ombro na síndrome do impacto.. In: XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007, São Pedro. **XII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 2007.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica** – 5a. Ed. Barueri-SP: Manole-2009.

HIEMSTRA LA, LO IK, FOWLER PJ (2001). Effect of fatigue on knee proprioception: implications for dynamic stabilization. **J Orthop Sports Phys Ther** 31(10): 598-605.

HILL DW. The critical power concept. **Sports Med** 16: 237–254, 1993.

HUNTER, S.K.; RYAN, D.L.; ORTEGA, J.D.; ENOKA, R.M. Task Differences With the Same Load Torque Alter the Endurance Time of Submaximal Fatiguing Contractions in Humans. **J Neurophysiol**. 88:3087–3096, 2002.

HSU YH , CHEN WY, LIN HC, WANG WT, SHIH YF. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. **J Electromyogr Kinesiol**. 2009 Dec;19(6):1092-9.

JARIC S, BLESIC S, MILANOVIC S, RADOVANOVIC M, LJUBISAVLJEVIC M, ANASTASIJEVIC R. Changes in movement final position associated with agonist and antagonist muscle fatigue. **Eur J Appl Physiol**. 1999;80:467-471.

JONES AM, WILKERSON DP, DIMENNA F, FULFORD J, POOLE DC. Muscle metabolic responses to exercise above and below the “critical power” assessed using ³¹P-MRS. **Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol** 294:R585–R593, 2008.

JULIENNE R., GAUTHIER A., DAVENNE D. Fatigue-resistance of the internal rotator muscles in the tennis player's shoulder: isokinetic and electromyographic analysis. **Physical Therapy in Sport** 13(2012) 22-26

KELLAWAN J.M., TSCHAKOVSKY M.E., The single-bout forearm critical force test: a new method to establish forearm aerobic metabolic exercise intensity and capacity. PLoS One. 2014 Apr 3;9(4) **journal.pone.0093481. eCollection** 2014

KIBLER, W., SAFRAN,, M. – Musculoskeletal injuries in the young tennis player. **Clinics Sports Med** (2000); 19: 781-792.

KNUTTGEN, H.G. & KRAEMER, W.J. Terminology and measurement in exercise performance. **Journal of Applied Sports Science Research**, Lincoln, v.1, n.1, p 1-10, 1987.

KONDRIČ M, ULJEVIĆ O., GABRILO G, KONTIĆ D, SEKULIĆ D, General Anthropometric and Specific Physical Fitness Profile of High-Level Junior Water Polo Players by **Journal of Human Kinetics** volume 32/2012, 157-165.

KOMI, P.V. **Força e Potência no Esporte**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2006.

LABORIE M., KLOUCHE S., HERMAN, A. GEROMETTA, N. LEFEVRE, Y. BOHU. Inefficacy of Kinesio-Taping® on early postoperative pain after ACL reconstruction: Prospective comparative study. **Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research**, Volume 101, Issue 8, 2015, Pages 963-967

LASTAYO PC ET AL. Eccentric muscle contractions: their contribution to injury, prevention, rehabilitation and sport. **J OrthopSport Phys Ther** 2003; 33(10): 557-571.

LEE HM, LIAU JJ, CHENG CK, TAN CM, SHIH JT (2003). Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. **Clin Biomech** (Bristol, Avon) 18(9): 843-847.

LEMOS R., et.al. Avaliação da relação do pico de torque de rotadores internos e externos de ombro em atletas de lançamento e arremesso: um estudo piloto. **Anais da Jor de Fisiot da UFC**. Fortaleza, 2013; 3(1):41

LINDSAY M. AARSETH; DAVID N. SUPRAK; GORDON R. CHALMERS; LONNIE LYON; DYLAN T. DAHLQUIST .Kinesio Tape and Shoulder-Joint Position Sense **Journal of Athletic Training** 2015;50(8):785–791.

MAQUIRRIAIN, J., GHISI, J., AMATO, S. – Is tennis a predisposing factor for degenerative shoulder disease? A controlled study in former elite players. **Br J Sports Med** (2005); 40: 447-50.

MARX, R., SPERLING, J., CORDASCO, F. – Overuse injuries of the upper extremity in tennis players. **Clinics Sports Med** (2001); 20: 439-451.

MATOS, N , **Kinesio Taping: Conceitos e Aplicações no mundo do Desporto** (2000).

MCMASTER WC, LONG SC, CAIOZZO VJ. Isokinetic torque im balances in the rotator cuff of the elite water polo players. **Am J Sports Med** 1991; 19: 72-75.

MILLET, G. Y.; LEPERS, R. Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. **Sports medicine** (Auckland, N.Z.), v. 34, n. 2, p. 105–16, jan. 2004

MOHR et al. Match performance of high-standard soccer players with special reference to development of fatigue. **Journal of sports sciences**, v.21, n.7, p. 519-28, 2003.

MORRIS D, JONES D, RYAN H, RYAN CG. The clinical effects of Kinesio® Tex taping: A systematic review. **Physiother Theory Pract.** 2013 May;29(4):259-70.

MOYNES, D., PERRY, J., ANTONELLI, D., JOBE, F. – Electromyographic and motion analysis of the upper extremity in sports. **Phys Ther** (1986); 66: 1905-1911.

MULLANEY, M. J., & MCHUGH, M. M.. Concentric and eccentric muscle fatigue of the shoulder rotators. **International Journal of Sports Medicine**, 27, 725e729, 2006.

NETTER, Frank H.. **Atlas de Anatomia Humana**. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

NOFFAL GJ. Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. **Am J Sports Med** 2003; 31(4): 537-541.

NUNES, A., PEZARAT-CORREIA, P., CARITA, I., VALAMATOS, M. – Isokinetic strength ratios and range of motion of the shoulder rotator muscles in Portuguese male junior (16-18) tennis players. In: Miller, S., Capel-Davies, J. ed. **Tennis Science & Technology 3**. London: ITF; 2007: 153-158.

PAGE PA, LAMBERTH J, ABADIE B ET AL. Posterior rotator cuff strengthening using Theraband in a functional diagonal pattern in collegiate baseball pitchers. **J Athl Train** 1993; 28: 346-354.

PEZARAT-CORREIA, P., VALAMATOS, M., ALVES, F., VALAMATOS, M., PINTO, R., NUNES, A., SANTOS, P. – Isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in Portuguese male and female junior tennis players from national teams under 16 and under 18. In: Dikic, N., Zivanic, S., Ostojic, S. Tornjanski, Z. ed.. **Book of Abstracts of the 10th Annual Congress of the European Congress of Sport Science**. Belgrado: ECSS; 2005 b: 279.

PEZARAT-CORREIA, P., VALAMATOS, M., ALVES F., SANTOS, P. – Influence of position roles on upper limb force parameters in young male handball players. **Med Sci Sports Exerc** (2007); 39, (Suppl. 5): 1456.

PEZARAT-CORREIA, P. 2010. Perfil Muscular do Ombro de Atletas Praticantes de Acções de Lançamento. **Revista Portuguesa de Fisioterapia no Desporto**. 4 (1): 34-42.

POOLE DC, WARD SA, WHIPP BJ. The effects of training on the metabolic and respiratory profile of high-intensity cycle ergometer exercise. **Eur J Appl Physiol** 59: 421–429, 1990.

POTULSKI, A.P et al. Pico de torque muscular de flexores e extensores de joelho de uma população geriátrica. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**, São Caetano do Sul, V.9, n.28, p. 25-30, 2011.

RASH, G., SHAPIRO, R. – A three-dimensional dynamic analysis of the quarterback's throwing motion in american football. **J Appl Biomech** (1995); 11: 443-459.

RIBEIRO F., GONÇALVES G., VENÂNCIO J., OLIVEIRA J., A fadiga muscular diminui a sensação de posição do ombro em andebolistas. 2008, **Rev Port Cien Desp** 8(2) 271–276.

RIBEIRO F, OLIVEIRA J (2007). Aging effects on joint proprioception: the role of physical activity in proprioception preservation. **Eur Rev Aging Phys Act** 4: 71-76.

ROZZI S, YUKTANANANDAN P, PINCEVERO D, LEPHART SM (2000). Role of Fatigue on Proprioception and Neuromuscular Control. In: Lephart SM, Fu FH (ed). *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability*. Champaign, IL: **Human Kinetics**, 375-384.

SILVA, R. L. ; NASCIMENTO, R. B. ; LIMA, Y. L. ; SILVA FILHO, J. M. ; LIMA, P. O. P. ; OLIVEIRA, R.R . Avaliação da relação do pico de torque de rotadores internos e externos de ombro em atletas de lançamento e arremesso: um estudo piloto. In: III Jornada de Fisioterapia da Universidade Federal do Ceará, 2013, Fortaleza. **Revista Fisioterapia e Saúde Funcional**, 2013, 2013. v. 3.

SILVA, S. R. D., FRAGA, C. H. W., GONÇALVES, M. Efeito da fadiga muscular na biomecânica da corrida: uma revisão. **Revista Motriz**, Rio Claro, v.13 n.3 p.225-235, jul./set. 2007.

SAHLIN, K; SEGER, J.Y. Effects of prolonged exercise on the contractile properties of human quadriceps muscle. **Journal of applied physiology**, Washington, V.71, p.180-186, 1995.

SMITH, H.K. (2004). Penalty shot importance, success and game context in international water polo. **Journal Science Medicine Sport**; 7:2:221-225.

SMITH HK. Applied physiology of water polo. **Sports Med** 1998;26(5):317—34.

SPRIGINGS, E., MARSHALL, R., ELLIOTT, B., JENNINGS, L. – A three-dimensional kinematic method for determining the effectiveness of arm segment rotations in producing racquethead speed. **J Biomech**, (1994); 27: 245-254.

THORLUND, J. B., AAGAARD, P.; MADSEN, K. rapid muscle force capacity changes after soccer match play. **International journal of sports medicine**, v.30, n. 4, p. 273-8. 2009

TIEH-CHENG FU, ALICE M.K. WONG, YU-CHENG PEI , KATIE P. WU, SHIH-WEI CHOU, YIN-CHOU LIN Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes—A pilot study **Journal of Science and Medicine in Sport** (2008) 11, 198—201.

VANHATALO A, DOUST JH, BURNLEY M. Determination of critical power using a 3-min all-out cycling test. **Med Sci Sports Exerc** 39: 548–555, 2007.

WADSWORTH DJ, BULLOCK-SAXTON JE. Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement. **Int J Sports Med.** 1997 ;(8):618-24.

WATANABE, K., TSUBOTA, S., CHIN, G., & AOKI, M. . Differences in parameters of the explosive grip force test between young and older women. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, 66, 554-558, 2011.

WEBSTER M.J , MORRIS M. E, GALNA B., Shoulder pain in water polo: A systematic review of the literature. **Journal of Science and Medicine in Sport** (2009) 12, 3—11.

WILK, K., ANDREWS, J., ARRIGO, C., KEIRNS, M., ERBER, D. – The strength characteristics of internal and external rotator muscles in professional baseball pitchers. **Am J Sports Med** (1993); 21:61-66.

WILK, K., MEISTER, K., ANDREWS, J. – Current concepts in the rehabilitation of the overhead throwing athlete. **Am J Sports Med** (2002); 30: 136-151.

WILLIAMS S., WHATMAN C., HUME P.A, SHEERIN K. Taping in Treatment and Prevention of Sports Injuries A Meta-Analysis of the Evidence for its Effectiveness. **Sports Med** 2012; 42 (2): 153-164.

ZANCA GG, MATTIELLO SM, KARDUNA AR Kinesio taping of the deltoid does not reduce fatigue induced deficits in shoulder joint position sense. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2015 Nov;30(9):903-7. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.07.011. Epub 2015 Aug 8.