

Leandro Garcias

**EQUILÍBRIO DE TORQUE MUSCULAR E AMPLITUDE DE  
MOVIMENTO DE ROTAÇÃO MEDIAL E LATERAL DO  
OMBRO EM ATLETAS E NÃO-ATLETAS DE VOLEIBOL**

Dissertação submetida ao Programa de  
Pós-Graduação em Educação Física da  
Universidade Federal de Santa  
Catarina para a obtenção do Grau de  
Mestre em Educação Física  
Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Cíntia de la  
Rocha Freitas

Florianópolis  
2019

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Garcias, Leandro  
EQUILÍBRIO DE TORQUE MUSCULAR E AMPLITUDE DE  
MOVIMENTO DE ROTAÇÃO MEDIAL E LATERAL DO OMBRO EM  
ATLETAS E NÃO-ATLETAS DE VOLEIBOL / Leandro  
Garcias ; orientadora, Cíntia de la Rocha Freitas,  
2019.  
109 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de  
Santa Catarina, , Programa de Pós-Graduação em  
Educação Física, Florianópolis, 2019.

Inclui referências.

1. Educação Física. 2. Ombro. 3. Amplitude de  
movimento. 4. Torque. 5. Voleibol. I. de la Rocha  
Freitas, Cíntia . II. Universidade Federal de Santa  
Catarina. Programa de Pós-Graduação em Educação Física.  
III. Título.

Leandro Garcias

**EQUILÍBRIO DE TORQUE MUSCULAR E AMPLITUDE DE  
MOVIMENTO DE ROTAÇÃO MEDIAL E LATERAL DO  
OMBRO EM ATLETAS E NÃO-ATLETAS DE VOLEIBOL**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de  
Mestre em Educação Física e aprovada em sua forma final pelo  
Programa de Pós-Graduação em Educação Física

Florianópolis, 28 de Fevereiro de 2019.

---

Prof.<sup>a</sup> Kelly Samara da Silva, Dr.<sup>a</sup>  
Coordenadora do Curso

**Banca Examinadora:**

---

Prof.<sup>a</sup> Cíntia de la Rocha Freitas, Dr.<sup>a</sup>  
Orientadora  
Universidade Federal de Santa Catarina

---

Prof.<sup>a</sup> Michele Forgiarini Saccol, Dr.<sup>a</sup>  
Universidade Federal de Santa Maria

---

Prof. Juliano Dal Pupo, Dr.  
Universidade Federal de Santa Catarina



## AGRADECIMENTOS

A minha família (biológica e adotiva), que me proporcionaram chegar até aqui. Obrigado por me incentivarem a desbravar meu futuro através do estudo, mesmo sem entenderem esse universo.

A minha mãe adotiva Helenice, que desde os meus 17 dias de vida me deu o que eu mais precisava: AMOR. Por todo o incentivo para dedicar-me aos estudos em meio as adversidades, você merece cada obrigado e sorriso da minha vida, és uma parte de mim da qual nenhum sentimento seria capaz de explicar. Saiba que cada lágrima que derrubas toda vez que nos despedimos valeram a pena.

A minha orientadora Cíntia, que me confiou essa oportunidade, e disse na primeira vez que nos vimos “Venha, você será muito bem-vindo”. Seu enorme coração e empatia fez eu me sentir acolhido. Obrigado por suas orientações e incentivo. Mesmo em países diferentes nessa reta final, deu tudo certo!

Ao colaborador Cássio Ruas, da Edith Cowan University, por ter aceitado contribuir com este trabalho. Agradeço imensamente pelo grande suporte e disponibilidade, pelas sugestões e considerações, que foram fundamentais no desenvolvimento deste trabalho.

Ao meu companheiro Fabrício Ferrarini, que me ajuda em tudo, inclusive nas rotinas do Matlab. Agradeço por embarcar nessa jornada comigo, me incentivar e me apoiar.

Aos professores da banca Juliano Dal Pupo, Daniele Detânico e Michele Saccol por terem aceitado o convite e por terem colaborado com este trabalho, em especial Juliano pelas muitas “consultorias” ao longo desses dois anos.

Aos membros do Laboratório de Biomecânica, vocês são o melhor grupo “of the world”, fizeram esses dois anos serem muito especiais. Obrigado especial a equipe de coleta: Grazieli, Mariane, Ana Carolina, Leandro, Débora e Kons.

Aos amigos Raphael Sakugawa por ser um grande irmão, Grazieli Biduski pelas longas conversas e por toda a ajuda, Morgana Lunardi pela ajuda e incentivo em vir para a UFSC.

A CAPES e ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física da UFSC por proporcionarem a realização desta pesquisa.

A todos que participaram direta ou indiretamente dessa etapa, sem vocês eu não teria chegado até aqui. Agradeço a Deus por ter encontrado tantas pessoas especiais ao longo desta jornada!



“Tenha a coragem de seguir seu coração e intuição.  
De alguma forma, eles já sabem o que você  
realmente quer se tornar”.  
(Steve Jobs)



## RESUMO

Os esportes com movimentos repetitivos do ombro executados em abdução ou flexão acima de 90° são denominados esportes *overhead*. A prática destes esportes pode resultar em adaptações neuromusculares específicas do ombro, as quais podem levar a desequilíbrios de torque muscular e ADM de rotação lateral (RL) e rotação medial (RM). Portanto, é possível que estes desequilíbrios sejam diferentes conforme o nível competitivo dos atletas de voleibol. Este estudo teve como objetivo analisar e comparar o equilíbrio de torque muscular e a ADM de RM e RL do ombro no membro preferencial (MP) e membro não-preferencial (MNP) em três diferentes grupos: não-atletas *overhead* (GNA; n=14), atletas recreacionais (GR; n=14) e atletas treinamento sub 18 (GT; n=14) de voleibol. As ADMs de RL e RM foram mensuradas passivamente com um inclinômetro digital. O torque concêntrico de RL e RM foi mensurado em um dinamômetro isocinético, nas velocidades de 60°s<sup>-1</sup> e 180°s<sup>-1</sup>. Foram comparadas a ADM de RM, RL e amplitude total de rotação (ATR) do ombro em ambos os lados, o déficit de rotação interna glenoumeral (GIRD), bem como a razão convencional RL/RM por pico de torque (RC\_PT) e de torque por ângulos específicos (RC\_TAE) a cada 10° da ADM de rotação do ombro entre os grupos. Por fim, a associação entre GIRD, RC\_PT e RC\_TAE no MP foi verificada. Os resultados demonstraram que a RM foi menor no MP em relação ao MNP para todos os grupos (p=0,02) e a ATR maior no GT em relação ao GNA (p=0,04). Não houve diferença entre grupos para o GIRD (p=0,84), e entre grupos e membros para RC\_PT a 60°s<sup>-1</sup> (p=0,72) e 180°s<sup>-1</sup> (p=0,50). A RC\_TAE a 60°s<sup>-1</sup> foi menor no MP em relação ao MNP nos ângulos de 80° (p=0,04), 90° (p=0,02), 100° (p=0,02) e 110° (p=0,03). Houve correlação negativa de pequena magnitude entre GIRD e RC\_PT a 60°s<sup>-1</sup> (p=0,03; R=-0,29) e entre GIRD e RC\_TAE a 60°s<sup>-1</sup> no ângulo de 110° (p=0,04; R=-0,28). Os resultados demonstraram que a ADM e o equilíbrio de torque muscular entre os rotadores de ombro não foram diferentes entre atletas de diferentes níveis competitivos e não-atletas, havendo pequena relação entre GIRD e equilíbrio de torque muscular. No entanto, a avaliação de TAE mostrou assimetrias entre os membros em ADMs extremas em atletas e não-atletas. Já que nestes ângulos é onde podem ocorrer a maioria das lesões nas ações *overhead*, estas informações podem ser usadas por treinadores no monitoramento do treinamento esportivo, bem como em programas de reabilitação.

**Palavras-chave:** Ombro. Amplitude de movimento. Torque. Voleibol.



## ABSTRACT

The performance of overhead sports involves repetitive overarm motions of the shoulder at ranges above 90° of abduction or flexion. These sports may result in specific neuromuscular adaptations, leading athletes to have strength and ROM imbalances between shoulder internal rotation (IR) and external rotation (ER). These imbalances can differ according to the competitive level of volleyball players. Therefore, the aim of this study was to compare the shoulder rotator strength and ROM imbalances between volleyball players of different competitive levels and non-overhead athletes. A secondary aim was to investigate the association between shoulder rotator strength and ROM imbalances. Non-overhead athletes (GNA, n = 14), recreational volleyball players (GR, n = 14) and sub-18 volleyball athletes (GT; n = 14) were compared for shoulder IR and ER ROM and total rotational range (TRR), glenohumeral internal rotation deficit (GIRD), as well as conventional ratio ER/IR calculated by peak torque (CR PT) and by angle specific torque (CR AST) at every 10° of the ROM for both preferred (PA) and non-preferred (NPA) arms. The correlations between GIRD, CR PT and CR AST on PA and NPA were also examined. Shoulder IR and ER maximal concentric torque was measured on a Biodex isokinetic dynamometer at 60°.s<sup>-1</sup> and 180°.s<sup>-1</sup>, and shoulder ROM was measured passively with to use of a digital inclinometer. The results showed that PA IR ROM was less than the NPA for all groups (p=0,03), and GT TRR was greater than the GNA (p=0,04). Additionally, PA CR AST was greater than the NPA for all groups at 80° (p=0,04), 90° (p=0,02), 100° (p=0,02) e 110° (p=0,03) at 60°.s<sup>-1</sup> only. However, GIRD (p=0,84) and CR PT were not significantly different between groups, nor between arms and groups at 60°.s<sup>-1</sup> (p=0, 72) and 180°.s<sup>-1</sup> (p=0,50), respectively. There were weak negative correlations between GIRD and CR PT (p=0,03; R=-0,29), and between GIRD and CR AST at 110° at 60°.s<sup>-1</sup> (p=0,04; R=-0,28). Results revealed that overall shoulder rotator strength and ROM imbalances are not different between volleyball players of different competitive levels and non-overhead athletes, with small relationship between GIRD and muscle balance torque. However, the CR AST is different between limbs in shoulder extremes ROMs in both athletes and non-athletes. Since these angles are where most injuries may occur in overhead actions, this information can be used by coaches for monitoring, as well as prescribing specific prevention and rehabilitation training programs for volleyball athletes.

**Keywords:** Shoulder. Range of motion. Torque. Volleyball.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Músculos do manguito rotador (A- vista anterior; B - vista lateral; C - vista posterior).....	30
Figura 2 - Fases gerais do gesto <i>overhead</i> .....	32
Figura 3 - Critérios de inclusão específicos para cada grupo do estudo	47
Figura 4 - Design dos procedimentos do estudo.....	49
Figura 5 - Design das avaliações do estudo.....	50
Figura 6 - Mensuração da ADM com inclinômetro digital (a – Rotação Medial; b- Rotação lateral).....	52
Figura 7 - Posição do sujeito no dinamômetro isocinético.....	53
Figura 8 - Protocolo de avaliação de torque.....	53
Figura 9 - Ângulos específicos de torque analisados no estudo.....	54
Figura 10 – Amplitude de movimento de rotação lateral do ombro.....	58
Figura 11 - Amplitude de movimento de rotação medial do ombro.....	58
Figura 12 - Amplitude total de rotação do ombro.....	59
Figura 13 - Média e desvio padrão do GIRD para os três grupos.....	60
Figura 14 – GIRD individual dos sujeitos avaliados.....	60
Figura 15 - Razão convencional por pico de torque a $60^{\circ}.s^{-1}$ .....	63
Figura 16 - Razão convencional por pico de torque a $180^{\circ}.s^{-1}$ .....	64
Figura 17 – Curvas de torque em ângulos específicos no grupo não-atleta.....	65
Figura 18 - Curvas de torque em ângulos específicos no grupo recreacional.....	66
Figura 19 - Curvas de torque em ângulos específicos no grupo treinamento.....	67
Figura 20 – Comparação das razões de torque por ângulo específico no grupo não-atleta.....	69
Figura 21 – Comparação das razões de torque por ângulo específico no grupo recreacional.....	71
Figura 22 – Comparação das razões de torque por ângulo específico no grupo treinamento.....	73



## **LISTA DE QUADROS**

Quadro 1 - Estudos que avaliaram o equilíbrio entre os músculos rotadores do ombro.....	42
---	----



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dados descritivos da amostra (média e desvio padrão).....	48
Tabela 2 - Análise de reprodutibilidade entre diferentes sessões de avaliação da amplitude de movimento .....	57
Tabela 3 - Análise de reprodutibilidade do pico de torque entre as avaliações .....	61
Tabela 4 - Média e desvio padrão do pico de torque concêntrico a $60^{\circ}.s^{-1}$ .....	62
Tabela 5 - Média e desvio padrão do pico de torque concêntrico a $180^{\circ}.s^{-1}$ .....	62
Tabela 6 - Média e desvio padrão da razão convencional de torque por ângulo específico no grupo não-atleta .....	68
Tabela 7 - Média e desvio padrão da razão convencional de torque por ângulo específico no grupo recreacional .....	70
Tabela 8 - Média e desvio padrão da razão convencional de torque por ângulo específico no grupo treinamento.....	72
Tabela 9 - Correlação entre o déficit de rotação medial e as razões de torque muscular .....	74



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM – Amplitude de movimento

RL – Rotação lateral

RM – Rotação medial

ATR – Amplitude total de rotação

PT – Pico de torque

RC – Razão convencional

RF- Razão funcional

TAE – Torque por ângulo específico

MP – Membro preferencial

MNP – Membro não preferencial

GIRD – *Glenohumeral internal rotation deficit* (déficit de rotação interna glenoumeral)

RC\_PT – Razão convencional por pico de torque

RC\_TAE – Razão convencional de torque por ângulo específico



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>23</b>
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA.....	23
1.2	OBJETIVOS .....	25
<b>1.2.1</b>	<b>Objetivo geral .....</b>	<b>25</b>
<b>1.2.2</b>	<b>Objetivos específicos .....</b>	<b>26</b>
1.3	DEFINIÇÃO DAS HIPÓTESES .....	26
1.4	DELIMITAÇÃO DO ESTUDO.....	26
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>29</b>
2.1	CINESIOLOGIA E BIOMECÂNICA DO OMBRO.....	29
<b>2.1.1</b>	<b>Esportes de gesto <i>overhead</i> .....</b>	<b>31</b>
<b>2.1.2</b>	<b>Adaptações biomecânicas nos esportes <i>overhead</i>.....</b>	<b>33</b>
<b>2.1.3</b>	<b>Incidência e Prevalência de lesões em esportes <i>overhead</i>. .....</b>	<b>35</b>
2.2	AVALIAÇÃO DE TORQUE MUSCULAR .....	36
<b>2.2.1</b>	<b>Produção de torque nos músculos rotadores do ombro... ..</b>	<b>37</b>
<b>2.2.2</b>	<b>Razões de torque na avaliação de equilíbrio muscular ....</b>	<b>39</b>
2.3	RELAÇÃO ENTRE FORÇA E AMPLITUDE DE MOVIMENTO DO OMBRO.....	44
<b>3</b>	<b>MÉTODOS .....</b>	<b>47</b>
3.1	CARACTERÍSTICAS DA PESQUISA.....	47
3.2	SUJEITOS DE PESQUISA .....	47
3.3	PROCEDIMENTOS DE COLETAS DE DADOS .....	48
<b>3.3.1</b>	<b>Aspectos éticos .....</b>	<b>48</b>
<b>3.3.2</b>	<b>Design do estudo .....</b>	<b>48</b>
<b>3.3.3</b>	<b>Instrumentos e procedimentos de avaliações .....</b>	<b>50</b>
	Questionário do histórico de lesão e dor .....	50
	Avaliação antropométrica .....	50
	Avaliação da amplitude de movimento .....	51
	Avaliação do torque muscular.....	52
3.4	TRATAMENTO DOS DADOS.....	54

3.5	TRATAMENTO ESTATÍSTICO .....	55
<b>4</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>57</b>
4.1	AMPLITUDE DE MOVIMENTO .....	57
4.2	TORQUE .....	61
<b>4.2.1</b>	<b>Pico de torque .....</b>	<b>61</b>
<b>4.2.2</b>	<b>Razão convencional por pico de torque .....</b>	<b>63</b>
<b>4.2.3</b>	<b>Torque em ângulos específicos.....</b>	<b>64</b>
<b>4.2.4</b>	<b>Razão de torque convencional em ângulos específicos ....</b>	<b>68</b>
<b>4.2.5</b>	<b>Relação entre GIRD e razões de torque muscular .....</b>	<b>74</b>
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>75</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>85</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>87</b>
	<b>APÊNDICE A – Questionário de lesão e dor.....</b>	<b>95</b>
	<b>APÊNDICE B - Termo de Consentimento.....</b>	<b>99</b>
	<b>ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética.....</b>	<b>105</b>

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO DO PROBLEMA

O voleibol é composto por tarefas específicas, como saltos, aterrissagens, bloqueios e ataques, realizados com grande potência e gerando alta demanda do sistema musculoesquelético, fatores que podem predispor os atletas a lesões (BERE et al., 2015). As lesões esportivas ocorrem de forma aguda, devido aos movimentos rápidos e potentes, e de maneira crônica, pelo alto número de repetições executadas, seja em competições e/ou treinamentos. Um estudo com 295 atletas de voleibol investigou a incidência de lesões através de questionários, relatando razão de 4.1 lesões por 1.000h de treinamento, sendo maior em homens comparados às mulheres e em atletas recreacionais comparados aos de elite. As lesões mais prevalentes foram no tornozelo, ombro, dedos e joelho, respectivamente, ocorrendo no tornozelo e dedos predominantemente de maneira aguda e no ombro e joelho de maneira crônica (AAGAARD; SCAVENIUS; JORGENSEN, 1997).

Os esportes como o voleibol, handebol, beisebol e tênis, que possuem movimentos executados com o ombro em abdução ou flexão acima de 90°, são denominados em inglês como *overhead sports*. Nestes esportes, as lesões no ombro representam de 8 a 13% do total ocorrido no membro superior (EJNISMAN et al., 2001). Zaremski, Wasser e Vincent (2017) relatam, em um estudo de revisão, que as lesões de ombro em jogadores de beisebol representavam entre 58-69% do total de lesões, no handebol 7-40% e no voleibol 8-60%. As lesões musculares, de uma forma geral, são comuns na prática esportiva, tornando-se um grande desafio, pois têm lenta recuperação e afastam o atleta dos treinamentos, além de apresentarem sequelas e recorrências (BARROSO; THIELE, 2011).

O saque e ataque são ações decisivas no voleibol, exigindo grande potência do membro superior (Kim et al., 2016). Estes movimento geram acelerações e desacelerações do ombro e podem ser realizadas até 40.000 vezes por ano em atletas profissionais (CHALLOUMAS; STAVROU; DIMITRAKAKIS, 2016). Durante o movimento *overhead* executado em altas velocidades, deve haver uma sinergia adequada entre os músculos rotadores do ombro, essenciais durante os movimentos da articulação glenoumeral (AGU). Os rotadores mediais são responsáveis pela aceleração do membro na fase de aceleração, sendo concentricamente músculos mais fortes que os rotadores laterais, estes últimos agindo excentricamente nesta fase (NEUMANN, 2011). Alguns músculos

rotadores mediais e laterais também fazem parte do manguito rotador, os quais estabilizam dinamicamente a AGU durante os movimentos do ombro (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2016).

O treinamento no voleibol, por sua vez, leva a alterações na força muscular e amplitude de movimento (ADM) de rotação lateral (RL) e rotação medial (RM) do ombro. Em relação à ADM, a literatura relata aumento na RL e diminuição na RM do membro preferencial (MP) nos esportes *overhead* (ZAREMSKI; WASSER; VINCENT, 2017), o que causa assimetrias entre os membros, já que o MP sofre maior demanda que o membro não-preferencial (MNP) (HARPUT et al., 2016). Estas adaptações de ADM são inerentes aos esportes *overhead* (SACCOL; ALMEIDA; DE SOUZA, 2016) e normalmente permanecem funcionais e indolores, porém podem evoluir até o surgimento de dores e lesões no ombro (MIYAZAKI et al., 2011). A assimetria de RM no MP em relação ao MNP é chamado de GIRD (sigla em inglês para déficit de rotação interna glenoumeral) (ROSE; NOONAN, 2018). Manske et al. (2013) apresentaram uma classificação para o GIRD, considerando-o anatômico quando ocorre uma redução de 18° na RM do MP em relação ao MNP, sem alterações na amplitude total de rotação (ATR) do ombro, que é a soma da RL e RM. Quando esta redução na RM é acompanhada por redução de 5° na ATR, o GIRD é classificado como patológico.

Para avaliar a função muscular, os testes de avaliação isocinética são considerados padrão ouro, gerando dados quantitativos, objetivos e reprodutíveis, como o pico de torque (PT) (DVIR, 2014), o qual representa o momento de força máxima produzida por um grupo muscular em uma ADM pré-determinada. Este teste tem grande representatividade na pesquisa e na avaliação clínica de atletas (SONZA; ANDRADE, 2012). Por meio da avaliação do torque muscular entre agonistas e antagonistas, é possível detectar desequilíbrios em determinadas articulações (joelho, ombro, tornozelo, etc), sendo que valores abaixo dos normativos são considerados fatores de risco para desenvolvimento de lesões (D'ALESSANDRO et al., 2005; ELLENBECKER; DAVIES, 2000; RUAS et al., 2015).

O equilíbrio de torque muscular é comumente obtido pela utilização da razão convencional (RC) e razão funcional (RF) por PT. No ombro a RC é calculada por PT concêntrico RL/ PT concêntrico RM, enquanto a RF é calculada por PT excêntrico RL/ PT concêntrico RM (BERCKMANS et al., 2017). Porém, estas razões consideram um ângulo único da ADM onde ocorre o PT, sendo que é em amplitudes extremas do movimento que costumam haver dores e lesões (EUSTACE; PAGE; GREIG, 2017). Nesse sentido, é possível calcular a razão de torque por

ângulo específico (TAE), que utiliza os valores de torque em amplitudes específicas do movimento (AYALA et al., 2012; RUAS et al., 2014). Essas razões de TAE no ombro foram investigadas por Ruas et al. (2014), mostrando maior sensibilidade na detecção de desequilíbrios musculares nos extremos da ADM de RM e RL do ombro quando comparadas com as razões por PT. Sendo assim, a utilização desta razão pode ser diferencial no diagnóstico de desequilíbrios musculares em esportes *overhead* como o voleibol, assim como, mostrar adaptações com o treinamento da modalidade.

O voleibol é um dos esportes mais populares da atualidade, sendo praticado por 200 milhões de pessoas ao redor do mundo, tanto no nível recreacional como no alto rendimento (FIVB, 2018), sendo que muitas pessoas são acometidas por dores e lesões no ombro devido à prática da modalidade. A dor crônica na articulação glenoumeral é atribuída às adaptações neuromusculares específicas do esporte, como alterações na força, flexibilidade e postura envolvidas na cadeia cinética do movimento. Os fatores como GIRD, desequilíbrio de torque muscular glenoumeral, entre outros, podem criar uma “cascata de lesões” (COOLS et al., 2015). Diferentes abordagens de avaliação, através de métodos confiáveis como a avaliação de torque e ADM, podem auxiliar os profissionais envolvidos no esporte a prescrever e orientar seus atletas, melhorando a performance e prevenindo lesões e dores nesta população.

Ainda existem poucos estudos investigando o GIRD e as razões de torque muscular em atletas de voleibol de diferentes níveis competitivos, tão pouco estudos que associem estes fatores. Sendo assim, o presente estudo propõe investigar os equilíbrios de torque muscular e ADM de RL e RM no ombro entre atletas de voleibol recreacionais e treinamento e não-atletas *overhead*, verificando-se também a associação entre estas variáveis.

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Objetivo geral

Avaliar e comparar as razões de torque muscular, bem como a ADM de RM e RL do ombro no MP e MNP entre três diferentes grupos: não-atletas *overhead* (GNA), atletas recreacionais de voleibol (GR) e atletas treinamento de voleibol (GT).

### 1.2.2 Objetivos específicos

- Avaliar e comparar a ADM de RM, RL e ATR do ombro entre membros e grupos;
- Avaliar e comparar o GIRD entre os três grupos de sujeitos da amostra;
- Avaliar e comparar o torque concêntrico de RM e RL a  $60^{\circ}\text{s}^{-1}$  e  $180^{\circ}\text{s}^{-1}$  entre os membros e grupos;
- Avaliar e comparar a razão convencional por pico de torque (RC\_PT) e a razão convencional de torque em ângulos específicos (RC\_TAE), em intervalos de  $10^{\circ}$ , de ADM entre membros e grupos em ambas as velocidades;
- Verificar a associação entre GIRD e razões de torque muscular do MP.

### 1.3 DEFINIÇÃO DAS HIPÓTESES

**H1:** A ADM de RM será menor e a de RL maior no MP em relação ao MNP nos atletas. O MP dos não-atletas apresentará maior ADM de RM e menor de RL em relação ao MP dos atletas de voleibol. A ATR não será diferente entre membros e grupos.

**H2:** O GIRD será maior nos atletas de voleibol em relação aos não-atletas;

**H3:** Nos atletas, a RC\_PT será menor no MP em relação ao MNP em ambas as velocidades. A RC\_PT também será menor no MP dos atletas em relação aos não-atletas em ambas as velocidades;

**H4:** A RC\_TAE será diferente entre grupos e membros nos três ângulos extremos de RM ( $90^{\circ}$ ,  $100^{\circ}$ ,  $110^{\circ}$ ), sendo menor no MP em relação ao MNP nos atletas e menor no MP dos atletas em relação aos não-atletas em ambas as velocidades;

**H5:** Haverá correlação negativa entre o GIRD e a RC\_PT no MP bem como entre o GIRD e a RC\_TAE nos ângulos extremos da RM no MP, em ambas as velocidades.

### 1.4 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

O presente trabalho avaliou e comparou as razões de torque muscular e ADM de RM e RL do ombro entre três diferentes grupos (não-atletas *overhead*, atletas recreacionais e atletas de treinamento sub 18 de

voleibol) em indivíduos do sexo masculino com idade entre 16 e 30 anos, residentes na região de Florianópolis, estado de Santa Catarina, Brasil. É importante não associar somente estes desequilíbrios de torque muscular e ADM à incidência de dores e lesões, mas utilizar estas abordagens junto com outras avaliações do movimento.



## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Esportes como o voleibol, handebol, beisebol, natação e tênis, os quais possuem movimentos executados com o ombro em abdução e/ou flexão em uma grande amplitude de movimento (ADM), como ocorre nos gestos de nado, lançamento, ataque ou serviço, são denominados em inglês como *overhead sports* (BORSA et al., 2005). Devido a esses movimentos, os ombros de atletas praticantes dessas modalidades sofrem adaptações neuromusculares específicas, as quais podem gerar desequilíbrios de força muscular e ocorrência de dores e lesões (MLYNAREK; LEE; BEDI, 2017). Dessa forma, é importante descrever e entender os mecanismos envolvidos nos gestos *overhead* (i.e., acima da cabeça), com uma particular atenção aos músculos rotadores do ombro, que são fundamentais na estabilização dinâmica da articulação glenoumeral.

Para compreender a demanda muscular no movimento de RM e RL do ombro, assim como, a biomecânica do movimento e o teste muscular isocinético como ferramenta de avaliação de torque do ombro em atletas de esportes *overhead*, este capítulo foi dividido em cinco tópicos principais, os quais são apresentados na sequência.

### 2.1 CINESIOLOGIA E BIOMECÂNICA DO OMBRO

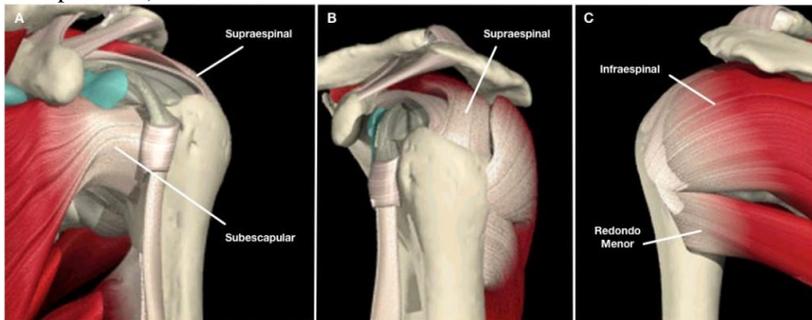
O complexo do ombro é formado por quatro articulações: escapulotorácica, glenoumeral, esternoclavicular e acromioclavicular, cada uma delas com uma importante contribuição na geração dos movimentos articulares. Essas articulações isoladas são capazes de gerar alguma ADM, porém, geralmente todas trabalham em conjunto para realização das ações do membro superior (HAMILL; KNUTZEN; DERRICK, 2016). A articulação glenoumeral é a mais móvel do corpo humano, tendo funções em vários planos de movimento e papel fundamental em movimentos do braço (NADLER, 2015). A articulação escapulotorácica tem uma contribuição importante nos movimentos do membro superior, sendo possível através desta, também observar o movimento das articulações esternoclavicular e a acromioclavicular.

A escápula é uma conexão móvel entre o tórax e a extremidade superior, com os músculos serrátil anterior, trapézio, deltoide, romboides e levantador da escápula gerando a estabilização da articulação escapulotorácica. A escápula é uma estrutura fundamental na coordenação e movimento do membro superior e é local de inserção de diversos músculos (MLYNAREK; LEE; BEDI, 2017). Durante uma

abdução do ombro de 180°, a articulação escapulotorácica deve realizar uma rotação superior de 60° para permitir um movimento sincronizado (NEUMANN, 2011).

A articulação glenoumeral é formada pelas superfícies ósseas da cavidade glenoide da escápula e pela cabeça umeral. A cavidade glenoide é relativamente rasa no encaixe com a cabeça do úmero para que haja uma grande mobilidade articular, portanto, alguns tecidos reforçam e aprofundam a articulação glenoumeral (NEUMANN, 2011). O ombro é estável em repouso dentro de alguns intervalos médios e extremos de movimento e esta mobilidade é dependente da interação entre as restrições estáticas e dinâmicas ao movimento, as quais têm como princípio manter a cabeça umeral dentro da cavidade glenoide (HUROV, 2009). A estabilização dinâmica da articulação glenoumeral inclui o manguito rotador, a musculatura escapulotorácica e o tendão da cabeça longa do bíceps, enquanto fazem parte da estabilização estática, a anatomia óssea, o lábio de fibrocartilagem e a cápsula da articulação (BRAUN; KOKMEYER; MILLETT, 2009). Em relação a outras articulações do corpo humano, o ombro possui pouca estabilidade óssea, sendo essencial o papel da estabilidade dinâmica ativa (grupos musculares) e passiva (labrum, cartilagem articular e ligamentos) no movimento articular (MLYNAREK; LEE; BEDI, 2017; NADLER, 2015).

Figura 1 - Músculos do manguito rotador (A- vista anterior; B - vista lateral; C - vista posterior).



Fonte: <https://ortopediaombro.com.br> (acessado em 2018)

Para elevar o braço acima da cabeça, são utilizados os grupos musculares dos abdutores, flexores, rotadores e abdutores horizontais do ombro, os quais agem de forma sincronizada. Os músculos supraespinhal, infraespinhal, subescapular e redondo menor compõem o “manguito

rotador” (Figura 1), e têm a função de estabilizar a articulação glenoumeral (NEUMANN, 2011). Os músculos peitoral maior, subescapular, deltoide anterior, latíssimo do dorso e redondo maior têm função de RM do ombro, enquanto os músculos infraespinhal, redondo menor e deltoide posterior têm função de RL do ombro (LIPPERT, 2013).

A cápsula da articulação glenoumeral recebe um reforço muito significativo dos músculos do manguito rotador. O subescapular, que é o músculo mais espesso entre os quatro, fica localizado logo à frente da cápsula articular, enquanto o supraespinhal, infraespinhal e redondo menor estão localizados na parte superior e posterior da cápsula. Esses quatro músculos que formam o manguito rotador, estabilizam ativamente a articulação, principalmente nas atividades dinâmicas (LIPPERT, 2013). Além de esses músculos estarem muito próximos à cápsula, “abraçando-a”, seus tendões fundem-se no interior da mesma. Há uma região da cápsula que não é coberta pelos músculos do manguito rotador, conhecida como “intervalo rotador”, porém esta região é reforçada pelo tendão da cabeça longa do bíceps e pelo ligamento coracoumeral (NEUMANN, 2011).

O entendimento cinesiológico e biomecânico do movimento do ombro é fundamental aos profissionais do movimento humano, seja no rendimento esportivo ou na reabilitação de atletas e não atletas, tendo em vista a relevância e a complexidade dessa articulação, que exerce papel fundamental em diversas ações do membro superior, especialmente quando realizadas acima da altura da cabeça. A seguir serão abordadas alterações e acometimentos específicos dos esportes com movimentos *overhead*.

### **2.1.1 Esportes de gesto *overhead***

Analisando-se o arremesso no beisebol, o ataque no voleibol, o saque no tênis, é possível perceber um padrão de movimento comum a estas modalidades, descrito em quatro fases principais do movimento: preparação, elevação do membro superior, aceleração e desaceleração do gesto de arremesso ou lançamento (CHALLOUMAS; STAVROU; DIMITRAKAKIS, 2016; ZAREMSKI; WASSER; VINCENT, 2017) (Figura 2). Uma vez iniciado, o movimento *overhead* normalmente é contínuo, com a clavícula, úmero e a escápula movendo-se de forma conjunta (HUROV, 2009). Apesar de haver algumas diferenças no movimento entre os esportes com gesto *overhead*, como a velocidade do braço, contato ou não com a bola, todos eles envolvem uma grande ADM e exigem uma adequada sincronia muscular para controle das acelerações

e desacelerações do movimento do membro superior. A ação do arremesso envolve uma sequência de movimentos coordenados, a qual integra o movimento de várias articulações do corpo, havendo transferência de forças dos membros inferiores para os membros superiores (BRAUN; KOKMEYER; MILLETT, 2009).

Figura 2 - Fases gerais do gesto *overhead*.



Fonte: <http://makovickapt.com/tag/overhead-throwing/> (acessado em 2018)

As velocidades angulares do ombro atingidas no gesto overhead são muito altas, chegando a valores de pico de velocidade angular de  $7250^{\circ}/s$  no beisebol (WILK et al., 2009) e  $4520^{\circ}/s$  no voleibol (CHALLOUMAS; STAVROU; DIMITRAKAKIS, 2016) e a velocidade da bola atingindo aproximadamente 145 km/h no beisebol (BRAUN; KOKMEYER; MILLETT, 2009). Estima-se que as forças de translação anterior na cabeça umeral geradas no arremesso equivalem a metade do peso corporal na fase de preparação e são iguais ao peso corporal na fase de desaceleração do movimento (DIGIOVINE et al., 1992).

O movimento de arremessar ou lançar acima da cabeça é altamente complexo e especializado, exigindo velocidade, flexibilidade, coordenação, sincronização e grande controle neuromuscular. Através de uma abordagem funcional, o movimento do ombro nos esportes overhead é descontínuo e balístico (BORSA; LAUDNER; SAUERS, 2008), sendo importante entender as ações musculares nas fases do movimento. Jobe et al. (1983) avaliaram a atividade muscular no ombro de atletas de beisebol durante o gesto de lançamento, através da eletromiografia de profundidade, com eletrodos nos músculos deltoide, subescapular e manguito rotador. Na fase de preparação não houve um padrão

consistente na ativação muscular, enquanto na fase de elevação do braço, houve uma ativação sequencial do deltoide, manguito rotador e subescapular respectivamente. Já na fase de aceleração houve uma baixa ativação de todos os músculos, e finalmente, a desaceleração foi a fase mais ativa, com todos os músculos disparando intensamente. Também relata-se que no final da fase de elevação do braço, há uma alta atividade muscular (medida por eletromiografia) nos músculos rotadores externos, enquanto os músculos RM possuem o papel de prevenir uma RL excessiva do úmero (NG; LAM, 2002).

A fase de desaceleração é um momento crítico na ocorrência de lesões por overuse (i.e., uso excessivo), pois o braço é impulsionado à frente pela ação concêntrica dos rotadores mediais, partindo de uma RL até a RM, atingindo uma velocidade angular muito alta, onde a aceleração precisa ser “freada” rapidamente. Essa desaceleração exige uma produção de força excêntrica dos rotadores laterais muito elevada em um curto período de tempo, o que pode levar os músculos a atingir uma falha de tensão (BORSA; LAUDNER; SAUERS, 2008; FLEISIG et al., 1995).

Existem alguns conceitos-chave que abordam importantes considerações em relação à cinemática do ombro no movimento overhead. Em relação ao controle motor, uma estratégia que pode simplificar o comando de variados ossos e articulações é o tensionamento de ligamentos específicos, que efetivamente prendem as estruturas ósseas, como a escápula e a clavícula, por exemplo. Dessa forma, um complexo como o ombro pode ser reduzido a uma interação entre dois ossos, a “claviescápula” e o úmero e a três articulações: glenoumeral, escapulotorácica e esternoclavicular. Essa redução de partes móveis pode ser uma maneira de o sistema motor simplificar a organização e o controle neural do movimento, facilitando ações complexas como o movimento overhead (HUROV, 2009).

O tronco e os membros inferiores também possuem uma participação fundamental na cadeia cinética no gesto dos esportes overhead. No beisebol, estima-se que apenas metade da energia cinética transmitida à bola resulta da ação do braço e do ombro. A metade restante é obtida da rotação dos membros inferiores e do tronco, as quais são transferidas para o membro superior através da articulação escapulotorácica (BRAUN; KOKMEYER; MILLETT, 2009).

### **2.1.2 Adaptações biomecânicas nos esportes *overhead***

Algumas adaptações neuromusculares ocorrem nos atletas dos esportes overhead em respostas às elevadas forças impostas ao ombro e à

quantidade de ações realizadas. No voleibol, por exemplo, estima-se que um atleta realize em torno de 40.000 ações de ataque por ano (SEMINATI; MINETTI, 2013). Duas importantes adaptações que serão abordadas a seguir são em relação à ADM e ao torque muscular de RM e RL do ombro.

Em relação a ADM, há um ganho no movimento de RL e uma redução de RM, esta última conhecida como déficit de rotação interna glenoumeral (em inglês GIRD) (CHALLOUMAS; STAVROU; DIMITRAKAKIS, 2016; WILK et al., 2009). Segundo a literatura, tais mecanismos ocorrem através de adaptações ósseas e musculares, como estreitamento da cápsula posterior e contraturas musculares (COOLS et al., 2015).

O GIRD, em alguns casos, é aceito como uma adaptação anatômica inerente aos esportes overhead, não sendo necessariamente indicativo prévio de lesões e dor (SACCOL; ALMEIDA; DE SOUZA, 2016), mas também pode ser considerado patológico, podendo desencadear problemas no ombro (MANSKE et al., 2013). Essas alterações da ADM têm sido bastante reportadas, ocorrendo de forma isolada ou concomitante na RM e RL, podendo também levar a uma assimetria do membro dominante em relação ao não dominante<sup>8</sup>. Por exemplo, Miyazaki et al. (2011) avaliaram a ADM de RL, RM e total (i.e., RM mais RL) no ombro de 55 atletas de beisebol, sendo 14 deles lançadores. As médias foram diferentes entre os membros, havendo maior ADM de RL, bem como menor ADM de RM e total no ombro dominante em relação ao não dominante nos atletas lançadores.

Em relação à demanda muscular no gesto overhead, um estudo investigou a ativação muscular de 17 músculos escapulares e glenoumerais durante o lançamento da bola em atletas de beisebol por meio da eletromiografia de profundidade, observando uma alta ativação de todos os músculos analisados. O nível de ativação muscular alterna-se conforme a fase do lançamento, com os músculos do manguito rotador altamente ativados durante todo o momento em que o braço se mantém elevado, confirmando o importante papel dos mesmos na estabilização dinâmica do ombro (DIGIOVINE et al., 1992). Estes resultados vão ao encontro do estudo de Hawkes et al. (2012), no qual foi avaliada a ativação eletromiográfica de treze músculos em oito movimentos do ombro, simulados em atividades funcionais. Esse estudo constatou que o deltoide foi ativado durante todos os movimentos, sendo considerado o músculo com maior recrutamento/taxa de ativação de unidades motoras entre os músculos do ombro, bem como possuindo a maior área de secção transversa. Já os músculos do manguito rotador foram ativados em seis

dos oito movimentos realizados em diferentes direções do ombro, estando a ativação desse grupo muscular atribuída à estabilização da cabeça do úmero na fossa glenoidal durante a abdução, flexão e extensão do ombro. O subescapular foi ativado durante a RL, estabilizando anteriormente a articulação glenoumeral. O músculo bíceps braquial na porção da cabeça longa, foi atribuído como um estabilizador multidirecional chave do ombro, destacando-se sua atividade durante a abdução, flexão e extensão do ombro.

Como demonstrado nos estudos apresentados, durante os movimentos realizados em modalidades de gesto *overhead*, a demanda muscular é muito superior àquela executada em atividades diárias, além de ser específica do treinamento e à prática da modalidade, justificando-se as adaptações neuromusculares no ombro relatadas em diversos estudos. Essas alterações nos músculos, ossos e tecidos moles geram mudanças na mecânica articular do movimento a longo prazo, podendo levar a alterações no equilíbrio muscular, possível presença de dor e ocorrência de problemas no ombro.

### **2.1.3 Incidência e Prevalência de lesões em esportes *overhead***

Os movimentos de lançamento em esportes *overhead*, como os realizados no beisebol, por exemplo, envolvem uma grande demanda neuromuscular na articulação glenoumeral, ultrapassando os limites fisiológicos da mesma e tornando-a bastante vulnerável (EJNISMAN et al., 2001; GARBIS; MCFARLAND, 2014). Porém, a ocorrência de dores e lesões não é resultante somente da magnitude de força envolvida na ação, mas também pelo alto número de repetições durante a prática destes esportes (GARBIS; MCFARLAND, 2014).

A dor crônica na articulação glenoumeral é comumente atribuída às adaptações neuromusculares específicas do esporte, como alterações na força, flexibilidade e postura envolvidas na cadeia cinética do movimento. Os fatores como GIRD, desequilíbrio de torque muscular no manguito rotador, discinesia escapular, rigidez torácica e hipercifose, instabilidade do core (i.e., músculos que ficam ao redor do tronco e estabilizam o quadril, abdome e pelve) e lombar, bem como alterações na ADM e força do quadril, podem criar uma “cascata de lesões” (COOLS et al., 2015).

Em esportes *overhead*, as lesões no ombro representam de 8 a 13% do total ocorrido no membro superior (EJNISMAN et al., 2001). Zaremski et al. (2017) apresentaram em trabalho de revisão, que as lesões de ombro representam de 58-69% no beisebol, 7-40% no handebol e 8-

60% no voleibol do total de lesões relatadas em diferentes estudos. De encontro com o estudo anterior, Conte, Requa, e Garrick (2001) reportaram as lesões durante onze temporadas de uma liga profissional de beisebol, sem diferenciar lesões agudas e crônicas, constatando que 28% do total das lesões ocorreram no ombro e os jogadores da posição de pitcher (i.e., lançador) representam 48% dos jogadores lesionados (CONTE; REQUA; GARRICK, 2001). Isto se justifica pela maior velocidade do braço e maior quantidade de lançamentos desse jogador em relação às outras posições de jogo. Entre as lesões articulares de uma forma geral, as mais comuns na prática esportiva são as musculares, que são um grande desafio, pois a lenta recuperação afasta o atleta dos treinamentos, além de levar a decréscimos no desempenho e possíveis recorrências (BARROSO; THIELE, 2011).

Forthomme et al. (2013) acompanharam atletas de voleibol durante uma temporada, realizando testes de força de rotação do ombro e investigando a ocorrência de dor e lesões. Relatou-se que 23% dos atletas tinham dor no ombro dominante, sendo que quando era reportado histórico de dor, havia um risco de lesões futuras nove vezes maior nestes atletas. Corroborando com o trabalho anterior, um estudo transversal, realizado com 286 homens jogadores de voleibol, relatou um histórico de 57% de ocorrência de problemas no ombro, ocorrendo em 93% dos casos no membro dominante. Neste estudo também foi constatado que o histórico de lesões, faixa etária e posição de jogo influenciam na ocorrência de dor e lesões no ombro. Além disso, foi encontrado que os voleibolistas que realizam mais ações de saque, ataque e bloqueio possuem uma maior prevalência de lesões por overuse em relação aos jogadores menos envolvidos nestas ações (REESER et al., 2010a).

Diante do alto número de acometimento de dor e lesões no ombro em esportes que envolvem a ação do membro superior, faz-se necessária a avaliação física e monitoramento dos atletas, podendo assim, levar a um maior entendimento sobre as demandas físicas e permitir que sejam criadas estratégias para prevenir ou reduzir às disfunções que acometem os praticantes dessas modalidades esportivas.

## 2.2 AVALIAÇÃO DE TORQUE MUSCULAR

O estudo da força muscular atrai muito a atenção de estudiosos da performance humana, levando assim, ao desenvolvimento de ferramentas de avaliação que sejam cada vez mais precisas e reprodutíveis. Nessa perspectiva, foi desenvolvido o dinamômetro isocinético, que é capaz de mensurar esforços concêntricos, excêntricos e isométricos (FEIRING;

ELLENBECKER; DERSCHEID, 1990). A ação muscular concêntrica vai ocorrer quando o torque muscular vencer a resistência oferecida pelo equipamento, havendo encurtamento muscular do grupo agonista. Já a ação excêntrica, ocorre quando o torque muscular é vencido pelo torque do equipamento, havendo um “alongamento ativo” da musculatura agonista. A ação muscular isométrica ocorre quando se produz força de forma estática, ou seja, em um ângulo fixo da ADM. O exercício isocinético é caracterizado por uma velocidade fixa (constante) e uma variação da resistência que se acomoda ao indivíduo de acordo com o torque gerado na ADM estabelecida previamente, através de uma alavanca mecânica movendo-se ao redor do eixo rotacional do equipamento (DVIR, 1991; J. HALL, 2016).

A avaliação isocinética é considerada padrão ouro em avaliação muscular no esporte, gerando dados quantitativos, objetivos e reproduzíveis, como o pico de torque (PT) (FEIRING; ELLENBECKER; DERSCHEID, 1990). Através da avaliação do torque muscular entre os músculos agonistas e antagonistas, é possível detectar desequilíbrios musculares em determinadas articulações e assimetrias de força entre membros contralaterais, sendo que valores abaixo dos normativos (previamente definidos por investigações longitudinais com inclusão de incidência de lesões) para determinada população são considerados fatores de risco para o desenvolvimento de lesões (SONZA; ANDRADE, 2012). Os parâmetros da avaliação isocinética mais utilizados na literatura são o PT, ângulo do PT, tempo para atingir o PT, trabalho e taxa de produção de força (TPF) (FEIRING; ELLENBECKER; DERSCHEID, 1990).

O PT representa o momento de torque máximo produzido por um grupo muscular, realizado em uma determinada ADM (GLEESON; MERCER, 1996), sendo frequentemente utilizado na avaliação de disfunções musculoesqueléticas, reabilitação de lesões e monitoramento de performance de atletas e não atletas (BALZPOULOS; BRODIE, 1989; MAFFIULETTI et al., 2016). Outras possibilidades em relação à avaliação do torque são: determinação do ângulo articular em que ocorre o PT e do torque gerado em ângulos específicos da ADM, dados muito relevantes em esportes que utilizem grandes amplitudes articulares.

### **2.2.1 Produção de torque nos músculos rotadores do ombro**

Com a utilização do dinamômetro isocinético, é possível avaliar as contrações concêntricas, excêntricas e isométricas dos RL e RM, podendo-se comparar os torques entre membro dominante e não

dominante, assim como, avaliar o equilíbrio muscular entre os músculos antagonistas e agonistas (EDOUARD et al., 2011). As avaliações isocinéticas de torque máximo de RM e RL do ombro, de maneira geral, possuem uma alta reprodutibilidade entre testes, ou seja, não há uma diferença acentuada nos valores de torque máximo quando estes testes são realizados em diferentes dias ou diferentes momentos (EDOUARD et al., 2013b). Essa reprodutibilidade é maior para o teste de ação muscular concêntrico em relação ao excêntrico, e nas baixas velocidades em relação às altas velocidades, já que, a ação muscular excêntrica e em altas velocidades exige um maior controle e coordenação do movimento, sendo necessário um maior aprendizado e familiarização do indivíduo com o teste (SCOVILLE et al., 1997).

Vários fatores influenciam na produção de torque muscular de maneira geral: as recomendações prévias para o teste, a familiarização do avaliado, as instruções do avaliador, entre outros (BALZOPoulos; BRODIE, 1989). Porém, na articulação glenoumeral, um fator extremamente relevante que merece especial atenção é a posição adotada no dinamômetro isocinético, pois o movimento de rotação do ombro pode ser realizado de diversas formas: com o sujeito sentado ou deitado e com o ombro e cotovelo em variados ângulos articulares (EDOUARD et al., 2013b).

Edouard et al. (2013b) relataram que avaliar os sujeitos sentados, em abdução do ombro de 45° no plano escapular, leva a maior reprodutibilidade e conforto na avaliação do torque de RM e RL do ombro, se comparado a quando os sujeitos realizam abdução de 90°. A posição em abdução do ombro e flexão do cotovelo a 90° é recomendada pela facilidade na estabilização do sujeito e por se aproximar da posição do braço nos esportes overhead, porém, pode gerar algum desconforto, limitando o esforço máximo, já que há uma maior compressão articular (FORTHOMME et al., 2011). No entanto, Forthomme et al. (2011) recomendaram as posições deitadas em supinação, com o ombro abduzido a 90° e 45°, respectivamente, como as mais reprodutíveis em comparação com a posição sentada em 45° de abdução do ombro, todas realizadas com o cotovelo em flexão de 90°. Lin et al. (2015) também testaram o torque concêntrico na posição sentada com o ombro em 45°, 70° e 90° de abdução, encontrando maior torque de RM e RL em 70° de abdução, para grupos de atletas de beisebol e não atletas. Sendo assim, ao escolhermos a posição para testar o torque dos músculos rotadores do ombro, devemos levar em consideração o objetivo do teste. A posição deitada geralmente apresenta maior reprodutibilidade e conforto, porém, a posição sentada com o ombro em

abdução acima de 45°, aproxima-se mais da funcionalidade do gesto overhead, simulando o movimento do ombro na ação de arremesso ou lançamento.

Os estudos que investigam o torque de rotação do ombro em diferentes modalidades relatam alterações entre membros contralaterais. Em jogadores de voleibol, observa-se um torque maior de RM concêntrica e excêntrica, algumas vezes acompanhado de um menor torque de RL no membro dominante em relação ao não dominante (ZAREMSKI; WASSER; VINCENT, 2017). Saccol et al. (2010) avaliaram o PT, trabalho e potência de homens e mulheres tenistas, relatando que a RM do membro dominante foi maior do que no membro não dominante para todas as variáveis. Entretanto, na RL esta diferença só ocorreu nos homens. Noffal (2003) relatou que atletas lançadores de beisebol apresentam menor torque de RL, com aumento simultâneo de RM no membro dominante, tanto em contrações concêntricas como nas excêntricas, sem alterações no membro não dominante, corroborando que a demanda muscular em atletas overhead gera adaptações neuromusculares específicas no torque muscular de rotação do ombro.

Atletas de esportes overhead geralmente apresentam maior torque concêntrico e excêntrico de RM, por vezes acompanhado de menor torque de RL no membro dominante, em relação ao lado contralateral. As diferenças para a RM são mais acentuadas, enquanto para a RL nem sempre são evidentes, fatores que podem ocorrer devido as peculiaridades de cada esporte, que possuem movimentos do ombro em diferentes amplitudes e velocidades. Uma possível explicação para o maior torque de RM, pode ser pelo fato de que o peso do membro superior sobre o ombro e o treinamento resistido favorecem mais os grandes músculos, como o peitoral maior e o latíssimo do dorso. Além disso, esse possível ganho de força na RM pode ser ocasionado pela ocorrência do ciclo alongamento encurtamento (i.e., alongamento do músculo e tecidos passivos seguido por uma rápida contração concêntrica), que faz parte da natureza do movimento de arremesso (ELLENBECKER; DAVIES, 2000). No membro dominante, essas alterações no torque de RM e RL são evidenciadas, visto que na maioria dos esportes esse membro é mais utilizado, levando a assimetria entre os lados contralaterais.

### **2.2.2 Razões de torque na avaliação de equilíbrio muscular**

A razão de torque muscular de uma articulação é tipicamente calculada dividindo-se o PT dos grupos musculares antagonista pelo PT dos grupos musculares agonistas do movimento, podendo assim,

identificar desequilíbrios musculares na articulação testada (CORATELLA et al., 2015). Estas razões podem ser classificadas em razão convencional (RC) e razão funcional (RF). A RC é calculada pelo PT concêntrico antagonista/PT concêntrico agonista. A RF é calculada pelo PT excêntrico antagonista /PT concêntrico agonista (DELESTRAT; GREGORY; COHEN, 2010; RUAS et al., 2014, 2015), aproximando-se mais das ações esportivas, pois envolve a desaceleração realizada pelos músculos antagonistas para “frear” a aceleração realizada pelos músculos agonistas durante movimentos funcionais e esportivos (EUSTACE; PAGE; GREIG, 2017).

Considerando o gesto do arremesso, com a aceleração do movimento sendo realizada pelos rotadores mediais, a RC considera o PT concêntrico de RL/ PT concêntrico de RM, enquanto a RF considera o PT excêntrico de RL/ PT concêntrico de RM (EDOUARD et al., 2011). Porém, estas razões consideram apenas o PT antagonista/agonista, que normalmente é encontrado em ângulos não correspondentes, não permitindo a análise de desequilíbrios musculares encontrados na amplitude total de movimento (AYALA et al., 2012). Portanto, tendo em vista que em amplitudes extremas de RM e RL costumam haver as maiores incidências de dores e lesões em esportes overhead, a determinação das razões de torque por ângulo específico (ADM específica) (AYALA et al., 2012; RUAS et al., 2014) pode mostrar adaptação com o treinamento em atletas overhead. Ruas et al. (2014) demonstraram que valores de RF determinados em ângulos específicos de RM e RL são significativamente diferentes da RF calculada por PT em praticamente toda a ADM de RM do ombro. Esta diferença apresentou-se mais acentuada nos ângulos extremos da ADM de RM, o que determina maior precisão na utilização desta razão para detecção de desequilíbrios e probabilidade de futuras lesões em atletas e adultos saudáveis. Scoville et al. (1997) foram os primeiros a considerar a RF determinada em amplitudes finais de movimento de RM do ombro, encontrando valores maiores no membro dominante em relação ao não dominante nos 30° extremos da ADM.

A avaliação de equilíbrio muscular na RM e RL do ombro possui uma vasta literatura científica, sendo estudada há muito tempo na área esportiva. A seguir, apresentamos alguns estudos realizados em diversas modalidades e com diferentes abordagens, os quais foram publicados nos últimos 10 anos (Quadro 1).

A utilização das razões de torque muscular para diagnosticar desequilíbrios musculares é frequentemente abordada, seja na prática esportiva ou na literatura científica, porém existem algumas críticas em

relação à limitação no uso desses valores como parâmetro para predisposição a lesões. Um estudo com jovens jogadoras de handebol concluiu que a presença de algum desequilíbrio muscular (RC e/ou RF) nos músculos rotadores do ombro aumentou 2,5 vezes o risco das atletas desenvolverem lesões futuras no ombro (EDOUARD et al., 2013a). Seminatti e Minetti (2013) colocam o desequilíbrio e assimetria muscular, juntamente com o comprometimento de mobilidade e a fraqueza e assimetria escapulares, como fatores de risco intrínsecos no desenvolvimento de lesões por overuse no ombro. Dessa forma, é importante não associar unicamente a presença de desequilíbrios musculares à incidência de dores e lesões, mas sim utilizar essa abordagem em conjunto com outras avaliações do movimento.

Quadro 1 - Estudos que avaliaram o equilíbrio entre os músculos rotadores do ombro

ESTUDO	OBJETIVO	AMOSTRA	RESULTADOS
<b>EDOUARD; CALMELS, 2013</b>	Analisar se a alteração de torque de RL/RM e/ou desequilíbrios poderiam predispor a lesões	30 mulheres: 16 jogadoras de seleção (18±1 anos) e 14 não-atletas (20±2 anos)	As atletas tiveram maior força de RL e RM no MP em relação ao MNP, sem desequilíbrios. O risco de lesões foi 2.57 vezes maior se havia desequilíbrios.
<b>CASTRO et al., 2017</b>	Determinar o método de razão de torque mais sensível para identificar desequilíbrio no torque de jogadores de handebol	26 participantes (13 controles e 13 atletas de handebol)	As razões funcionais combinadas (60°/s RL e 300°/s de RM) foram diferentes no MP de atletas e não-atletas e entre MP e MNP nos atletas. A RF a 300°/s apresentou padrão similar à RF combinada.
<b>KIM; JEOUNG, 2016</b>	Avaliar a função muscular isocinética em atletas de voleibol	14 homens da seleção coreana de voleibol (20,7±1,8 anos)	Razão convencional em percentual foi 53,2%. A maioria apresentou desequilíbrios musculares no ombro.
<b>MENDONÇA et al. 2010</b>	Avaliar o desempenho muscular isocinético dos músculos RL e RM do ombro	35 atletas de seleção brasileira de voleibol (20 sub-19 e 15 sub-21)	Razão convencional foi diferente entre as categorias no MP e MNP em 60°/s e 360°/s; As razões em percentual a 60°/s e 360°/s no sub-19 foram 62,8 e 64,7 e no sub-21 74,0 e 78,9 respectivamente.
<b>STICKLEY et al., 2008</b>	Comparar o PT de RL/RM através do nível de prática (grupos por idade) e entre atletas com ou sem histórico de lesões no ombro	38 meninas atletas (sub-12, sub-13, sub-14 e sub-15)	Não houve diferença entre atletas com e sem histórico de lesões; As razões de torque não foram diferentes entre os grupos; Atletas com histórico de lesões apresentaram menor razão funcional em relação às sem histórico de lesões

<b>HADZIC et al., 2014</b>	Avaliar a assimetria de força e o histórico de lesões no ombro de atletas profissionais de voleibol de ambos os sexos	183 jogadores eslovenos: 99 homens e 84 mulheres	Os homens têm menor razão convencional no MP, independente do histórico de lesões; mulheres tem 3.43 vezes mais chance de ter uma razão convencional alterada; Posição em jogo não esteve associada a razões alteradas ou assimetria contralateral
<b>RUAS et al., 2015</b>	Comparar a assimetria entre os membros nos músculos rotadores do ombro através dos métodos de PTI e TAE a cada 10° de ADM.	20 homens saudáveis (24.6 anos, 81.6 kg, 175.3 cm).	RL/RM PTI concêntrica e excêntrica < TAE nos ângulos extremos. Na contração concêntrica e excêntrica houve assimetria entre os lados, sendo diferente entre os métodos PTI e TAE. <i>Effect Size</i> mostrou grande efeito nos extremos do movimento: 50° de RM e -80° de RL nos TAE concêntrico.
<b>SACCOL et al., 2010</b>	Avaliar o torque de rotação do ombro e comparar a razão funcional entre membros em jovens tenistas de elite.	40 tenistas: 26 homens e 14 mulheres (média 14 anos)	Em ambos os sexos o torque de RM MP > RM MNP a 60 e 180°s <sup>-1</sup> concêntrico e excêntrico; Na RL somente os homens tiveram efeito da dominância. Razão funcional foi menor no MP em relação ao MNP e acima de 1,0 em ambos os sexos.

Fonte: Autor, 2018

Legenda: MP- membro preferencial; MNP- membro não preferencial; RL- rotação lateral; RM- rotação medial; PTI- pico de torque independente; TAE: torque em ângulos específicos.

## 2.3 RELAÇÃO ENTRE FORÇA E AMPLITUDE DE MOVIMENTO DO OMBRO

A associação entre as alterações de ADM com as alterações nas razões de torque muscular dos rotadores do ombro ainda são pouco exploradas na literatura, havendo algumas lacunas acerca disto. O conhecimento a respeito desta relação é importante para definir as estratégias de prevenção e tratamento das disfunções do ombro em atletas *overhead*.

Challoumas, Stavrou e Dimitrakakis (2016), em uma revisão de literatura, demonstraram a existência de um GIRD e um ganho na ADM de RL no membro dominante em relação ao não-dominante, em atletas de voleibol, concluindo que estas alterações não parecem estar associadas com dor e lesões no ombro. Adicionalmente, testes de torque isométrico, concêntricos e excêntricos relataram assimetria e desequilíbrio muscular no membro dominante, o que parece ser um fator de risco significativo para lesões no ombro segundo a literatura. Guney et al. (2016) investigaram os efeitos do GIRD na RF em atletas de basquetebol e voleibol, os quais foram divididos em dois grupos: ombros com GIRD e sem GIRD. Os ombros com GIRD apresentaram menor ADM de RM e maior RE, além de menor RF que o lado sem GIRD, indicando que a alteração na ADM pode influenciar no equilíbrio de torque muscular. Os autores deste trabalho apontam que mais estudos prospectivos precisam ser realizados para compreender como o tratamento do GIRD afeta a razão de torque, porém os resultados do presente estudo sugerem que o aumento da ADM de RM, em jovens atletas de esportes *overhead*, deve fazer parte do programa de treinamento, podendo diminuir o risco de lesões e melhorar o equilíbrio muscular de RL/RM.

Amin et al. (2015) buscaram identificar a relação entre GIRD, ADM total e força isométrica (contração voluntária isométrica máxima) no ombro de lançadores profissionais de beisebol. A força isométrica do ombro foi obtida em três diferentes posições: 30° de abdução, 90° de abdução e 110° de flexão. Os valores de força isométrica na RL foram similares entre os grupos, enquanto a ADM total foi maior no grupo sem GIRD. A força isométrica foi maior nos lançadores sem GIRD nas três posições testadas. Os decréscimos na ADM total e no torque do ombro foram significativamente associados com o GIRD, o que pode indicar que o GIRD é uma consequência da redução do torque do ombro e não a causa das lesões. Moreno-Pérez et al., (2018) avaliaram a força e a ADM em atletas de tênis com e sem histórico de lesões no ombro. A ADM e a força isométrica foram testadas na posição em supino, com o ombro flexionado

e o cotovelo fletido a 90°. Corroborando com os estudos anteriores, foram relatadas redução na ADM de RM e ATR, assim como aumento no PT de RL no membro dominante em relação ao contralateral. A força isométrica de RL e a razão isométrica de RL/RM foi menor no membro dominante do grupo com histórico de lesões, comparado com o grupo sem histórico de lesões. Enquanto as alterações na ADM ocorreram em ambos os grupos, as alterações de força foram encontradas apenas no grupo com histórico de lesões, sendo um fator importante a ser considerado na definição de programas de prevenção de lesões.

Saccol, Almeida e De Souza (2015) compararam a ADM e a força isométrica de RM e RL do ombro de homens e mulheres jogadores de vôlei de praia. Corroborando estudos anteriores, ambos os grupos apresentaram menor ADM de RM no membro dominante comparado ao não-dominante, porém, as mulheres tiveram maior ADM de RL no membro dominante. Em relação à força isométrica de RM e RL, não houve diferença entre os membros, mesmo quando havia desequilíbrio muscular. O estudo concluiu que os jovens atletas de vôlei de praia apresentaram alterações na ADM do ombro que podem ser consideradas normais.

Desta forma, em relação ao movimento de RL/RM do ombro, há evidências de que as alterações na ADM repercutem no torque muscular. A presença do GIRD parece estar associada ao decréscimo no torque de RL, o que leva à assimetria entre os membros contralaterais e também altera as razões de torque, ocasionando desequilíbrio muscular no membro dominante. Porém, mais evidências são necessárias para entendermos se as alterações na ADM que influenciam as alterações de torque, ou o contrário, já que a associação entre elas ainda é controversa.

Já a ocorrência de dor parece ter causas multifatoriais e subjetivas, sendo que em outras articulações, como a coluna lombar, um estudo de revisão não encontrou relação direta da mesma com baixos níveis de flexibilidade e desequilíbrio muscular nesta articulação (RUAS; VIEIRA, 2017). O histórico de dor no ombro parece estar associado às assimetrias de ADM e torque muscular, diminuindo as razões de torque de rotação na articulação glenoumeral, porém ainda não está claro como esta relação ocorre.



### 3 MÉTODOS

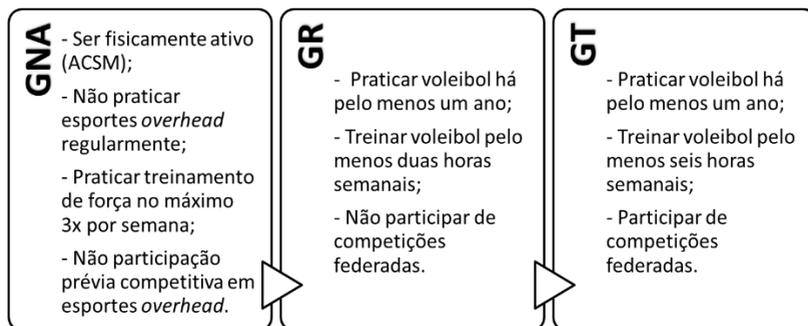
#### 3.1 CARACTERÍSTICAS DA PESQUISA

O presente estudo é de natureza aplicada, visando gerar conhecimentos que possam ser aplicados na prática esportiva da modalidade. A abordagem do problema é quantitativa, pois os dados serão apresentados em números, classificados e analisados estatisticamente. Trata-se de uma pesquisa descritiva com delineamento transversal, pois o fenômeno será observado, registrado e analisado, correlacionando-se as variáveis sem manipulá-las, sendo realizada uma avaliação em um único momento. Os procedimentos técnicos são de base empírica, descritiva do tipo inter-relação, onde os dados serão correlacionados para obtenção de uma compreensão mais profunda sobre o comportamento do fenômeno (SANTOS, 2011).

#### 3.2 SUJEITOS DE PESQUISA

A seleção dos sujeitos do estudo foi não probabilística e intencional. Foram selecionados 42 sujeitos, os quais foram divididos em três grupos conforme o nível competitivo no voleibol: GNA (n=14), GR (n=14) e GT (n=14). Todos os participantes eram do sexo masculino com idade entre 16 e 30 anos, sem lesões musculoesqueléticas ou cirurgias nos membros superiores no último ano e assintomáticos para dor no ombro nos últimos seis meses. Os critérios de inclusão específicos para cada grupo são apresentados na figura a seguir.

Figura 3 - Critérios de inclusão específicos para cada grupo do estudo



Fonte: Autor (2018).

Tabela 1 - Dados descritivos da amostra (média e desvio padrão)

	<b>GNA</b>	<b>GR</b>	<b>GT</b>	<b>p</b>
<b>Idade (anos)</b>	23,05 ± 3,16	21,43 ± 3,94	16,29 ± 0,73*	<0,001
<b>Massa Corporal (kg)</b>	76,50 ± 10,32	74,15 ± 12,56	71,41 ± 10,33	0,486
<b>Estatura (cm)</b>	180,64 ± 4,91	181,79 ± 6,82	180,43 ± 5,76	0,807
<b>% Gordura</b>	13,20 ± 4,81	13,08 ± 4,16	11,33 ± 3,76	0,437
<b>Experiência (anos)</b>		7,50 ± 3,96	3,71 ± 2,89 <sup>#</sup>	0,008
<b>Prática (hrs/semana)</b>		4,50 ± 1,56	8,14 ± 2,17 <sup>§</sup>	<0,001

Nota: \*GT menor em relação ao GNA e GR; <sup>#</sup>GT menor em relação ao GR; <sup>§</sup>GT maior em relação ao GR (p < 0,05).

### 3.3 PROCEDIMENTOS DE COLETAS DE DADOS

#### 3.3.1 Aspectos éticos

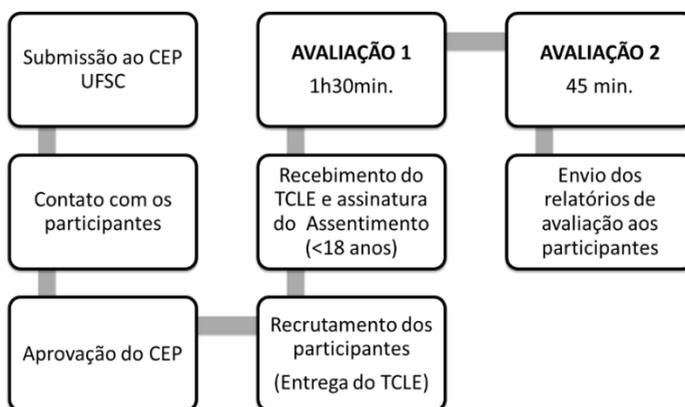
Este estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Santa Catarina (Parecer número 2.700.116) (ANEXO I). Após a aprovação do comitê de ética, os sujeitos do estudo foram contatados e informados sobre todos os procedimentos da pesquisa. Para participar do estudo, os participantes deveriam assinar o TCLE e o Termo de Assentimento (APÊNDICE II), quando fosse o caso, antes do início das avaliações. Este projeto seguiu as disposições da resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde. Os participantes menores de 18 anos de idade assinaram o Termo de Assentimento e os seus responsáveis legais assinaram o TCLE. Os participantes do estudo foram informados sobre o direito de deixar de participar da pesquisa em qualquer momento, caso desejassem.

#### 3.3.2 Design do estudo

O design das avaliações é apresentado abaixo (Figura 5). A pesquisa aconteceu no laboratório de biomecânica no Centro de Desportos da Universidade Federal de Santa Catarina. Foram dois dias de

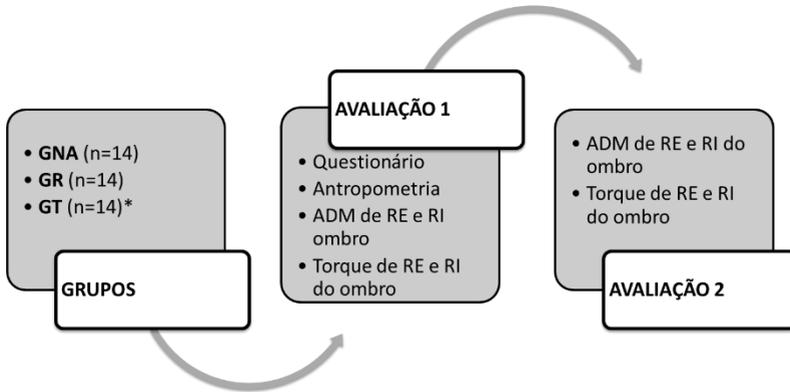
avaliações, sendo que a houve um intervalo de pelo menos cinco dias entre elas, e as avaliações ocorreram sempre no mesmo horário e nas mesmas condições. A ADM foi avaliada sempre anteriormente a avaliação de torque, com o intuito de evitar interferência entre os testes. Os sujeitos foram contatados por e-mail ou mensagem telefônica 72 horas antes da data de avaliação, no qual constavam as seguintes recomendações: não treinar membros superiores (incluindo musculação e treino de voleibol) nas 48 horas anteriores as avaliações e usar roupas adequadas a prática de atividade física (calção, regata e tênis).

Figura 4 - Design dos procedimentos do estudo



Fonte: Autor, 2018.

Figura 5 - Design das avaliações do estudo



Fonte: Autor, 2018.

Nota: \*realizaram apenas a avaliação 1.

### 3.3.3 Instrumentos e procedimentos de avaliações

#### Questionário do histórico de lesão e dor

Este instrumento foi elaborado pelo autor e passou por uma validação de clareza e conteúdo (APÊNDICE I), trazendo o registro de dados de identificação, informações relacionadas ao treinamento, histórico de dor e lesões no ombro. Os sujeitos responderam ao questionário de maneira guiada, pois o questionário possui perguntas de características clínicas. O questionário é constituído por questões de respostas abertas e de múltipla escolha. As respostas serão utilizadas para caracterização da amostra e associação com os dados de outros instrumentos.

#### Avaliação antropométrica

Foram avaliadas estatura, massa corporal e percentual de gordura.

A estatura foi avaliada em um estadiômetro (Seca, modelo 220). O indivíduo deveria estar descalço e foi orientado a encostar os calcanhares na parede, manter os braços ao lado do corpo e olhar a frente, então foi posicionada a parte móvel do estadiômetro no topo da cabeça e anotou-se o valor em centímetros.

A massa corporal foi mensurada em uma balança digital (Soehnle 7731). O indivíduo deveria estar descalço e com roupas leves, sendo orientado a manter-se estático, com os braços ao lado do corpo e olhando a frente. O valor foi registrado em kilogramas.

Para avaliação do percentual de gordura foi realizada a medida das dobras cutâneas, utilizando-se um adipômetro/plicômetro (Cescorf) com sensibilidade em milímetros. O protocolo utilizado foi o de Jackson e Pollock (1978) para o sexo masculino, que utiliza a mensuração de três dobras: peitoral, abdome e coxa. O sujeito deveria ficar sem camisa, mantendo a posição ortostática relaxada. Cada dobra cutânea foi mensurada duas vezes, e havendo diferença superior a 10%, tomava-se uma terceira medida. O valor foi registrado em milímetros e foi realizada uma média entre as mensurações. Esta avaliação foi realizada sempre pelos mesmos dois avaliadores, os quais possuíam capacitação e experiência prévia. A equação de Siri foi utilizada para calcular a densidade corporal e o percentual de gordura.

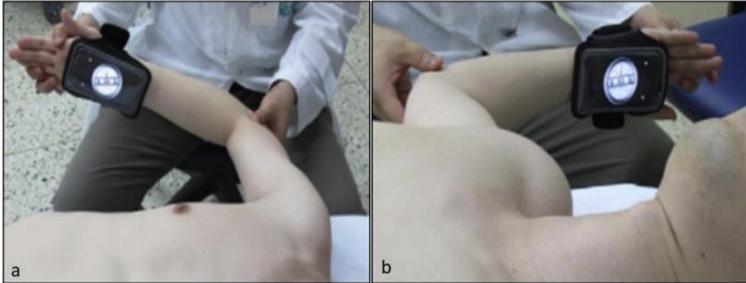
#### Avaliação da amplitude de movimento

A ADM articular do ombro foi mensurada com um inclinômetro digital, através de um Ipod Touch 5 (*Inclinometer, Plaincode Software Solutions, Stephanskirchen, Germany*) fixado ao punho por um suporte de smartphone, com a medida feita em graus, método já testado em estudo anterior (SHIN et al., 2012), mostrando boa reprodutibilidade. O indivíduo foi posicionado em decúbito dorsal em uma maca, com os joelhos flexionados, o ombro em 90° de abdução, o cotovelo a 90° de flexão e o antebraço na posição neutra, com uma toalha abaixo do braço para permitir liberdade ao movimento.

A avaliação da ADM de RL e RM foi realizada passivamente sempre pelo mesmo avaliador, com o indivíduo sem camiseta para uma melhor inspeção visual do movimento. Na RL, o examinador gira a articulação glenoumeral (GU), enquanto mantém a estabilização da escápula. A medida final de RL é determinada quando a resistência a qualquer movimento adicional é sentida e tentativas de ultrapassar a resistência provocam uma inclinação posterior ou retração da escápula. Na RM, o examinador rotaciona a articulação GU enquanto mantém a estabilização da escápula por meio da palpação suave do processo coracóide para sentir o movimento e minimizar a contribuição escapulotorácica ou movimento compensatório que ocorre ao final do movimento de RM. Quando a escápula começa a mover-se em protração e/ou inclinação anterior a medição final deve ser feita (MANSKE et al.,

2013). Foram realizadas duas tentativas para cada movimento, e quando houvesse uma diferença maior que 10% tomava-se uma terceira medida, sendo utilizado o valor da média entre as avaliações. Foram avaliados ambos os membros (MP e MNP), sendo que a ordem de avaliação foi randomizada.

Figura 6 - Mensuração da ADM com inclinômetro digital (a – Rotação Medial; b- Rotação lateral)



Fonte: Shin et al. (2012)

#### Avaliação do torque muscular

A avaliação do torque muscular foi realizada no dinamômetro isocinético (*Biodex 4 System Pro, Biodex Medical Systems, EUA*) para o movimento de RM e RL do ombro. A calibração do equipamento sempre foi verificada antes do início dos testes e o peso do membro mensurado para correção do torque. Os indivíduos foram posicionados sentados na cadeira do dinamômetro, com o tronco inclinado a  $85^{\circ}$  e estabilizados com faixas no tronco e na pelve para evitar movimentos compensatórios. O posicionamento do membro superior para a avaliação do movimento de RL e RM do ombro foi em  $70^{\circ}$  de abdução do ombro no plano da escápula ( $30^{\circ}$  à frente do plano frontal) e  $90^{\circ}$  de flexão do cotovelo, mensurados por um goniômetro universal. O torque de RL e RM foi avaliado em uma ADM de  $120^{\circ}$ , partindo de  $120^{\circ}$  (RM máxima) a  $0^{\circ}$  (RL máxima) (figura 7).

Foi realizado um aquecimento submáximo com duas séries de 15 repetições a  $180^{\circ}\text{s}^{-1}$ , com intervalo de 30 segundos entre elas. Logo após foram avaliadas as contrações dinâmicas concêntricas de RL e RM nas velocidades de  $60^{\circ}\text{s}^{-1}$  e  $180^{\circ}\text{s}^{-1}$ , respectivamente. A avaliação foi composta por uma série de cinco repetições máximas para cada velocidade, com intervalo de 90 segundos entre as séries. Foram avaliados

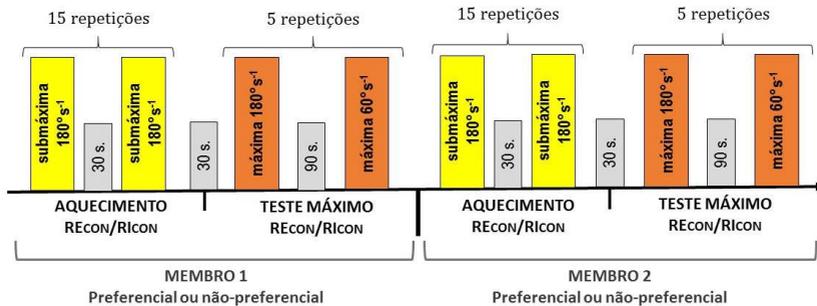
ambos os membros de todos os sujeitos de forma randomizada, portanto o teste poderia começar pelo MP ou pelo MNP (figura 8).

Figura 7 - Posição do sujeito no dinamômetro isocinético



Fonte: autor, 2018.

Figura 8 - Protocolo de avaliação de torque



Fonte: Autor, 2019.

Legenda: CON - Concêntrica

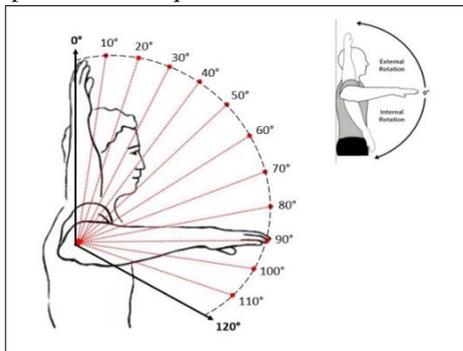
### 3.4 TRATAMENTO DOS DADOS

O GIRD foi obtido pelo cálculo:  $RM\ MNP - RM\ MP$ . Valores positivos de assimetria são considerados GIRD. Consideramos *GIRDa* (anatômico) valores de pelo menos  $14^\circ$ . Quando esse déficit de RM fosse acompanhado por uma redução na ATR de  $5^\circ$  do MP em relação ao MNP classificou-se em *GIRDP* (patológico).

Os dados de torque da avaliação isocinética foram adquiridos em uma frequência de 100 Hz. Após a coleta dos dados, a database foi exportada para um computador, onde três das cinco curvas de torque concêntrico foram selecionadas por análise visual no software *Biodex Advantage*. Posteriormente, os dados foram tratados no software *Matlab 8.1.0*. As curvas foram filtradas utilizando-se média móvel. Para a velocidade de  $180^\circ.s^{-1}$  o torque em ângulos específicos foi obtido por interpolação dos pontos adjacentes quando necessário. Foram descartados os ângulos extremos de  $0^\circ$  e  $120^\circ$ , onde ocorre a troca de movimento e há grande variação na velocidade. Para o PT aceitou-se uma variação de até 10% na velocidade, descartando os valores fora desta zona isocinética.

O PT e o torque nos 11 ângulos articulares pré-selecionados (10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110) foram extraídos da média das três melhores curvas do teste isocinético. Para a  $RC\_PT$  (Razão convencional por pico de torque) foi utilizado o cálculo:  $PT\ concêntrico\ RL / PT\ concêntrico\ RM$ . A  $RC\_TAE$  (Razão convencional de torque por ângulo específico) foi obtida através do cálculo:  $TAE\ concêntrico\ RL / TAE\ concêntrico\ RM$  nos ângulos pré-determinados (10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110) (Figura 9).

Figura 9 - Ângulos específicos de torque analisados no estudo



Fonte: Autor, adaptado de [posturedirect.com](http://posturedirect.com) (2018)

### 3.5 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Primeiramente foi realizada análise descritiva dos dados de caracterização da amostra, com médias e desvio padrão. As variáveis idade, massa corporal, percentual de gordura e estatura foram comparadas entre os três grupos através de uma ANOVA one-way. As variáveis experiência no esporte e frequência semanal foram comparadas entre o GR e GT através de um teste *t* de student para amostras independentes. A normalidade dos testes foi verificada pelo teste de Leve e Shapiro Wilk, respectivamente.

A reprodutibilidade dos testes de ADM e de torque entre a média das duas sessões foi testada pelo Coeficiente de correlação intraclassa (CCI), adotando-se a classificação: < 0,50 – pobre; 0,50-0,75 – moderada; 0,75-0,90 - boa; > 0,90 - excelente. Também foi calculado o erro típico de medida (ETM) em percentual, entre as médias das duas avaliações, com o limite superior e inferior do erro.

Para comparar as médias de ADM de RL, RM e ATR foram realizadas ANOVAs two-way para cada variável dependente, com os fatores membro (MP e MNP) e grupo (GNA, GR e GT). Foi utilizado o Pós hoc de Bonferroni para verificar as diferenças. A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de Levene e quando necessário as variáveis foram transformadas por *Box Cox*. A normalidade dos resíduos também foi verificada.

As médias do GIRD entre os grupos foram comparadas através de uma ANOVA one-way. A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de Levene e a normalidade dos resíduos foi verificada.

As médias das razões de torque muscular por PT e TAE a  $60^{\circ}\text{s}^{-1}$  e  $180^{\circ}\text{s}^{-1}$  foram comparadas através de duas ANOVAs two-way de modelo misto, com os fatores membro (MP e MNP), grupo (GNA, GR e GT) e os ângulos como medidas repetidas (10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110). A esfericidade dos dados foi verificada e quando não assumida, utilizou-se a correção de Greenhouse-Geisser. A normalidade dos resíduos foi verificada.

Para verificar a correlação entre o GIRD e as razões de torque (RC PT, RC TAE<sub>10</sub>, RC TAE<sub>20</sub>, RC TAE<sub>100</sub>, RC TAE<sub>110</sub>) a  $60^{\circ}\text{s}^{-1}$  e  $180^{\circ}\text{s}^{-1}$  foi realizado o teste de correlação de Pearson, considerando a classificação: 0,10-0,29 – pequena; 0,30-0,49 – média; 0,50-1 – grande (COHEN,1988). A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro Wilk. Foi considerado o valor de *p* 1-tailed.

Para todos os testes estatísticos foi adotado nível de significância de 95% ( $p=0,05$ ). Utilizou-se o Software SPSS versão 18.



## 4 RESULTADOS

Neste capítulo, inicialmente serão apresentados os resultados de ADM (RL, RM, ATR e GIRD), em seguida os resultados de torque (PT, RC\_PT, TAE e RC\_TAE). Por fim, será demonstrada a relação entre GIRD e razões de torque muscular.

### 4.1 AMPLITUDE DE MOVIMENTO

Os valores de reprodutibilidade da ADM são apresentados abaixo (tabela 2). Para o ICC, os valores de comparação entre as avaliações 1 e 2 ficaram classificados entre moderado a bom. Os valores de média do erro típico de medida variaram entre 3,31 e 6,75%.

Tabela 2 - Análise de reprodutibilidade entre diferentes sessões de avaliação da amplitude de movimento

<b>Amplitude de movimento (°)</b>	<b>Av1</b>	<b>Av2</b>	<b>CCI</b>	<b>CCI-95%</b>	<b>ETM %</b>	<b>ETM-Limites %</b>
<b>RL MP</b>	110,0	109,0	0,88	0,74-0,94	3,31	2,4-5,5
<b>RL MNP</b>	106,0	105,8	0,83	0,63-0,92	4,62	3,3-7,7
<b>RM MP</b>	75,1	77,0	0,71	0,38-0,87	6,75	4,8-11,4
<b>RM MNP</b>	81,4	80,9	0,86	0,69-0,93	7,14	5,1-12,1

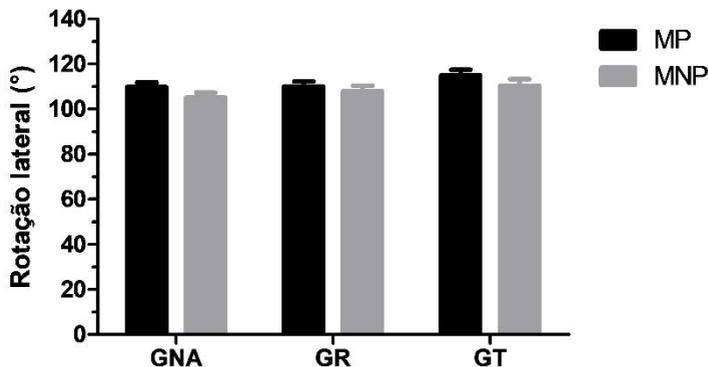
Legenda: RL – Rotação lateral; RM – Rotação medial; MP – Membro preferencial; MNP – Membro não preferencial; Av – Avaliação; CCI – Coeficiente de Correlação Intraclasse; ETM – Erro típico de medida.

A ANOVA two-way mostrou que não houve interação entre membro e grupo para ADM de RL [F(2,78) = 0,19; p = 0,83], ADM de RM [F(2,78) = 0,27; p = 0,97] e ATR [F(2,78) = 0,52; p = 0,95] (figuras 10,11 e 12).

Na figura 10 são apresentadas as médias da ADM de RL do ombro para o GNA (MP = 109,10 ± 7,74; MNP = 104,53 ± 8,38), GR (MP =

109,91 ± 8,35; MNP = 107,83 ± 9,23) e GT (MP = 114,99 ± 9,28; MNP = 110,26 ± 11,01).

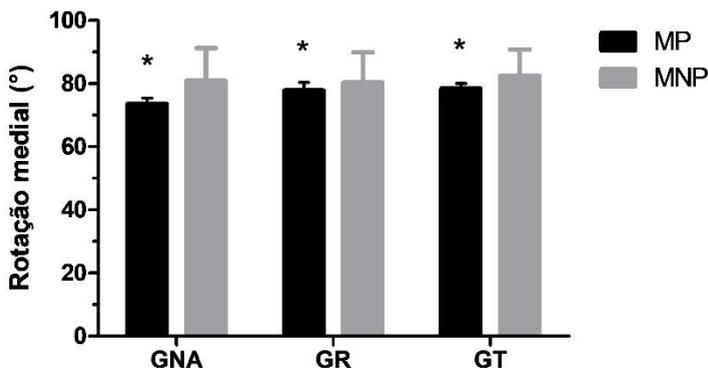
Figura 10 – Amplitude de movimento de rotação lateral do ombro



Legenda: MP – Membro preferencial; MNP – Membro não preferencial; GNA – Grupo não-atleta; GR – Grupo recreacional; GT – Grupo treinamento.

Na figura 11 são apresentadas as médias da ADM de RM do ombro para o GNA (MP = 74,62 ± 6,39; MNP = 78,15 ± 7,54), GR (MP = 77,96 ± 9,85; MNP = 80,29 ± 9,61) e GT (MP = 78,46 ± 5,86; MNP = 82,49 ± 8,34). Houve efeito principal do membro para RM [F(1,78) = 6,00; p = 0,02], sendo menor no MP em relação ao MNP.

Figura 11 - Amplitude de movimento de rotação medial do ombro

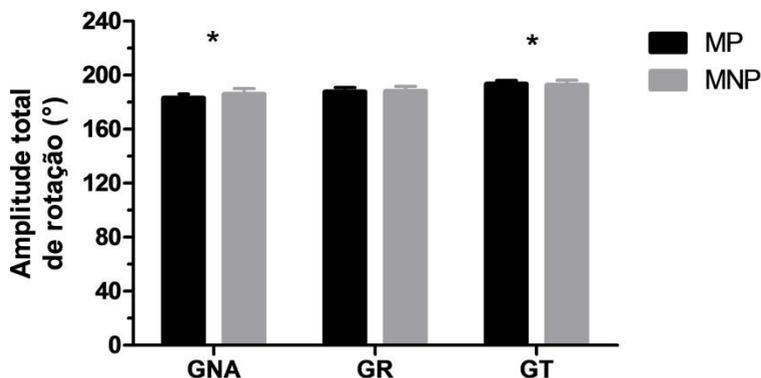


Legenda: MP – Membro preferencial; MNP – Membro não-preferencial; GNA – Grupo não-atleta; GR – Grupo recreacional; GT – Grupo treinamento.

\*menor no MP em relação ao MNP ( $p < 0,05$ ).

Na figura 12 são apresentadas as médias de ATR do ombro para o GNA (MP =  $183,71 \pm 11,05$ ; MNP =  $182,68 \pm 13,33$ ), GR (MP =  $187,87 \pm 12,02$ ; MNP =  $188,82 \pm 14,17$ ) e GT (MP =  $193,45 \pm 9,76$ ; MNP =  $192,76 \pm 13,14$ ). Houve efeito principal do grupo pra ATR [ $F(2,78) = 3,28$ ;  $p = 0,04$ ], sendo menor no GNA em relação ao GT. O GR apresentou valores entre os outros dois grupos.

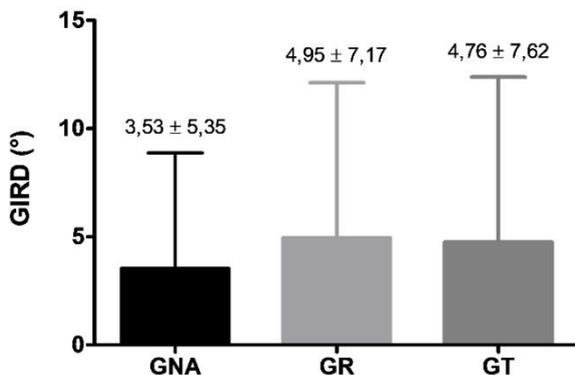
Figura 12 - Amplitude total de rotação do ombro



Legenda: MP – Membro preferencial; MNP – Membro não-preferencial; GNA – Grupo não-atleta; GR – Grupo recreacional; GT – Grupo treinamento. \*menor no GNA em relação ao GT ( $p < 0,05$ ).

Em relação ao GIRD, a Anova one-way mostrou não haver diferença entre os grupos [ $F(2,39) = 0,18$ ;  $p = 0,84$ ]. Na figura 13 são apresentados a média e desvio padrão dos três grupos.

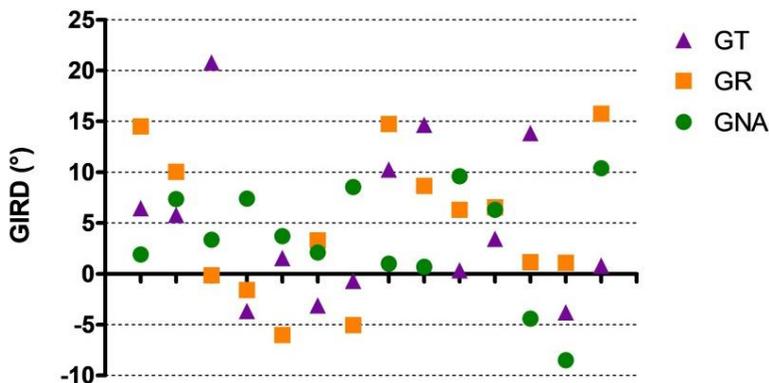
Figura 13 - Média e desvio padrão do GIRD para os três grupos



Legenda: GIRD – Déficit de rotação medial; GNA – Grupo não-atleta; GR – Grupo recreacional; GT – Grupo treinamento.

A figura 14 apresenta os valores de GIRD individuais de todos os sujeitos, sendo os valores positivos considerados GIRD. Realizamos uma análise descritiva, classificando como GIRD valores de assimetria a partir de 14°. No GNA nenhum sujeito apresentou GIRD, no GR três sujeitos apresentaram GIRD (21,4%), dois sujeitos classificados em *GIRDp* (14,3%) e um *GIRDa* (7,1%). No GT, também três sujeitos apresentaram GIRD (21,4%), dois *GIRDp* (14,3%) e um *GIRDa* (7,1%).

Figura 14 – GIRD individual dos sujeitos avaliados



Legenda: GNA – Grupo não-atleta; GR – Grupo recreacional; GT – Grupo treinamento; GIRD – Déficit de rotação medial.

## 4.2 TORQUE

### 4.2.1 Pico de torque

Os valores de reprodutibilidade do PT são apresentados abaixo (tabela 3). Para o ICC os valores de comparação entre as avaliações 1 e 2 ficaram classificados entre moderado a excelente (0,73-0,92). Os valores de média do erro típico de medida variaram entre 9,22 e 16,73%.

Tabela 3 - Análise de reprodutibilidade do pico de torque entre as avaliações

<b>TORQUE (N.m)</b>	<b>Av1</b>	<b>Av2</b>	<b>CCI</b>	<b>CCI- 95%</b>	<b>ETM %</b>	<b>ETM- Limite %</b>
<b>RL MP 60°.s<sup>-1</sup></b>	38,5	37,8	0,92	0,82- 0,96	9,22	6,4-16,2
<b>RL MNP 60°.s<sup>-1</sup></b>	34,2	36,5	0,84	0,64- 0,93	13,95	9,7-24,8
<b>RM MP 60°.s<sup>-1</sup></b>	43,5	38,2	0,89	0,76- 0,95	9,57	6,7-16,8
<b>RM MNP 60°.s<sup>-1</sup></b>	38,0	34,8	0,91	0,80- 0,96	16,08	11,1-28,8
<b>RL MP 180°.s<sup>-1</sup></b>	34,5	34,3	0,89	0,75- 0,95	14,50	10,1-25,8
<b>RL MNP 180°.s<sup>-1</sup></b>	29,7	32,8	0,80	0,56- 0,91	15,13	10,5-27,0
<b>RM MP 180°.s<sup>-1</sup></b>	38,9	33,0	0,86	0,69- 0,94	14,59	10,1-26,0
<b>RM MNP 180°.s<sup>-1</sup></b>	33,7	31,7	0,73	0,41- 0,88	16,73	11,6-30,0

Legenda: RL – Rotação lateral; RM – Rotação medial; MP – Membro preferencial; MNP – Membro não preferencial; Av – Avaliação; CCI – Coeficiente de Correlação Intraclasse; ETM – Erro típico de medida.

As tabelas 4 e 5 apresentam o valor da média e desvio padrão do PT de RL e RM dos três grupos para o MP e MNP, nas velocidades de 60°.s<sup>-1</sup> e 180°.s<sup>-1</sup>, respectivamente. O PT foi normalizado pela massa corporal dos sujeitos.

Na velocidade de 60°.s<sup>-1</sup> a ANOVA mostrou não haver efeito da interação entre membro e grupo para o PT de RL [F(2,78) = 0,058; p =

0,94] e para o PT de RM [ $F(2,78) = 0,09$ ;  $p = 0,92$ ]. Porém houve efeito do grupo para PT de RL [ $F(2,78) = 3,96$ ;  $p = 0,02$ ], que foi maior no GNA em relação ao GT. Também houve efeito do membro para o PT de RM [ $F(1,78) = 6,42$ ;  $p = 0,01$ ], sendo maior no MP em relação ao MNP.

Tabela 4 - Média e desvio padrão do pico de torque concêntrico a  $60^{\circ}.s^{-1}$

	PT de Rotação Lateral (N.m)		PT de Rotação Medial (N.m)	
	MP	MNP	MP*	MNP
<b>GNA</b>	0,53 ± 0,09 <sup>#</sup>	0,51 ± 0,12 <sup>#</sup>	0,60 ± 0,11	0,55 ± 0,08
<b>GR</b>	0,50 ± 0,09	0,46 ± 0,08	0,60 ± 0,14	0,55 ± 0,13
<b>GT</b>	0,47 ± 0,07	0,43 ± 0,08	0,56 ± 0,09	0,48 ± 0,09

Legenda: PT – pico de torque; MP – Membro preferencial; MNP – Membro não-preferencial; GNA – Grupo não-atleta; GR – Grupo recreacional; GT – Grupo treinamento.

Nota: \*PT RM maior no MP em relação ao MNP; <sup>#</sup>PT RL maior no GNA em relação ao GT.

Na velocidade de  $180^{\circ}.s^{-1}$  também não houve efeito da interação entre membro e grupo para o PT de RL [ $F(2,78) = 0,06$ ;  $p = 0,94$ ] e para o PT de RM [ $F(2,78) = 0,89$ ;  $p = 0,42$ ]. Houve efeito do grupo para o PT de RL [ $F(2,78) = 4,25$ ;  $p = 0,02$ ], sendo maior no GNA em relação ao GT. Já para o PT de RM houve efeito do membro [ $F(1,78) = 7,79$ ;  $p = 0,007$ ], sendo maior no MP em relação MNP.

Tabela 5 - Média e desvio padrão do pico de torque concêntrico a  $180^{\circ}.s^{-1}$

	PT de Rotação Lateral (N.m)		PT de Rotação Medial (N.m)	
	MP	MNP	MP*	MNP
<b>GNA</b>	0,48 ± 0,10 <sup>#</sup>	0,44 ± 0,11 <sup>#</sup>	0,53 ± 0,08	0,51 ± 0,08
<b>GR</b>	0,46 ± 0,08	0,41 ± 0,06	0,55 ± 0,11	0,48 ± 0,08
<b>GT</b>	0,41 ± 0,08	0,37 ± 0,09	0,52 ± 0,07	0,45 ± 0,06

Legenda: PT – Pico de torque; MP – Membro preferencial; MNP – Membro não preferencial; GNA – Grupo não atleta; GR – Grupo recreacional; GT – Grupo treinamento.

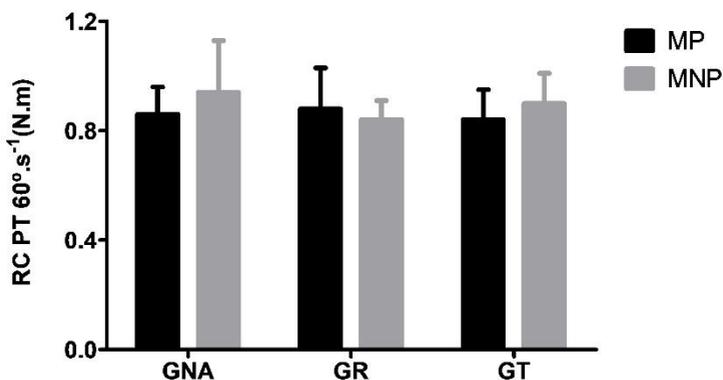
Nota: \*PT RM maior no MP em relação ao MNP; <sup>#</sup>PT RL maior no GNA em relação ao GT.

## 4.2.2 Razão convencional por pico de torque

As Anovas two-way mostraram não haver interação entre membro e grupo para a RC\_PT a  $60^{\circ} \cdot s^{-1}$  [ $F(2,78) = 0,33$ ;  $p = 0,72$ ], assim como para a RC\_PT a  $180^{\circ} \cdot s^{-1}$  [ $F(2,78) = 0,71$ ;  $p = 0,50$ ]. Também não houve efeito principal do membro e do grupo para ambas as variáveis (Figuras 15 e 16).

Na figura 15 são apresentadas as médias da RC\_PT a  $60^{\circ} \cdot s^{-1}$  para o GNA (MP =  $0,86 \pm 0,10$ ; MNP =  $0,94 \pm 0,19$ ), GR (MP =  $0,88 \pm 0,15$ ; MNP =  $0,84 \pm 0,07$ ) e GT (MP =  $0,84 \pm 0,11$ ; MNP =  $0,90 \pm 0,11$ ).

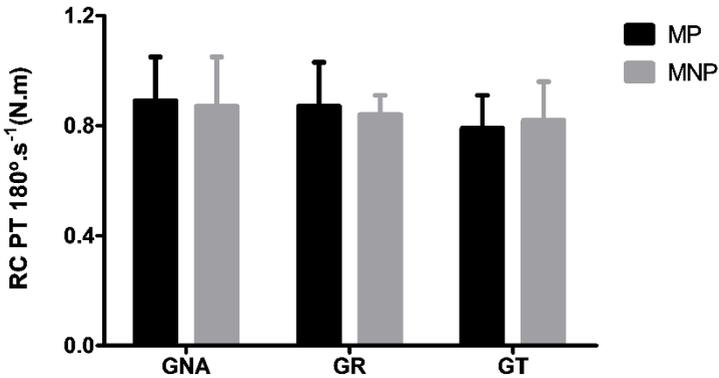
Figura 15 - Razão convencional por pico de torque a  $60^{\circ} \cdot s^{-1}$



Legenda: MP – Membro preferencial; MNP – Membro não preferencial; GNA – Grupo não-atleta; GR – Grupo recreacional; GT – Grupo treinamento.

Na figura 16 são apresentadas as médias da RC\_PT a  $180^{\circ} \cdot s^{-1}$  para o GNA (MP =  $0,89 \pm 0,16$ ; MNP =  $0,87 \pm 0,18$ ), GR (MP =  $0,87 \pm 0,16$ ; MNP =  $0,84 \pm 0,07$ ) e GT (MP =  $0,79 \pm 0,12$ ; MNP =  $0,82 \pm 0,14$ ).

Figura 16 - Razão convencional por pico de torque a  $180^{\circ}.s^{-1}$

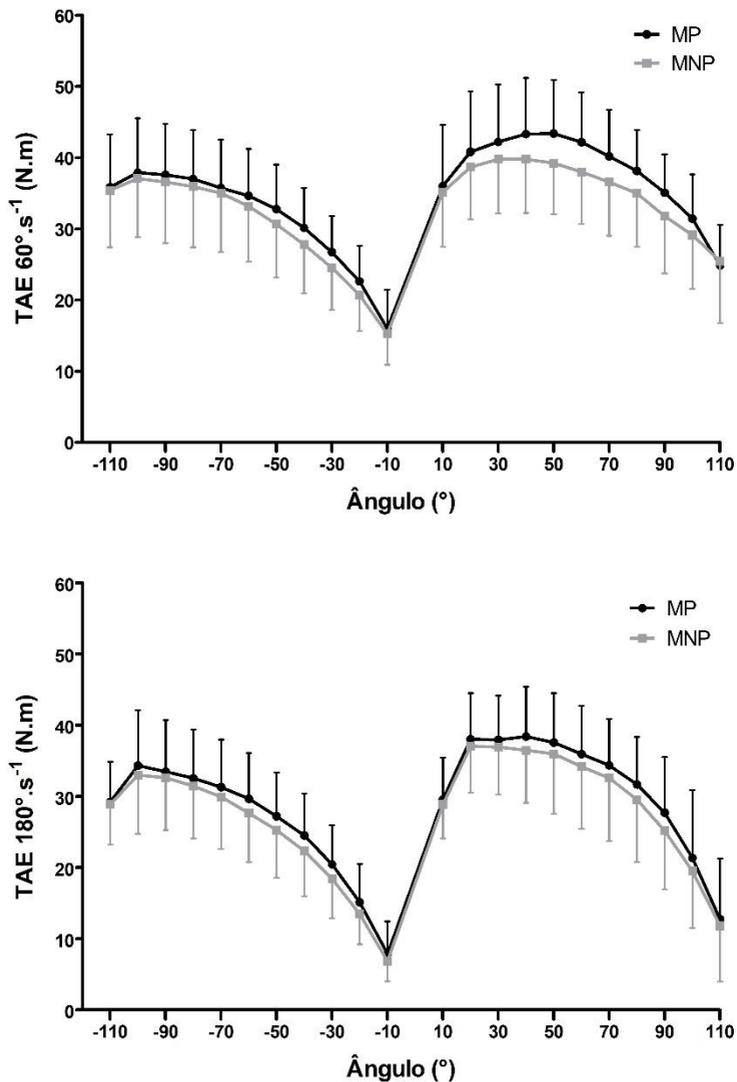


Legenda: MP – Membro preferencial; MNP – Membro não preferencial; GNA – Grupo não-atleta; GR – Grupo recreacional; GT – Grupo treinamento.

#### 4.2.3 Torque em ângulos específicos

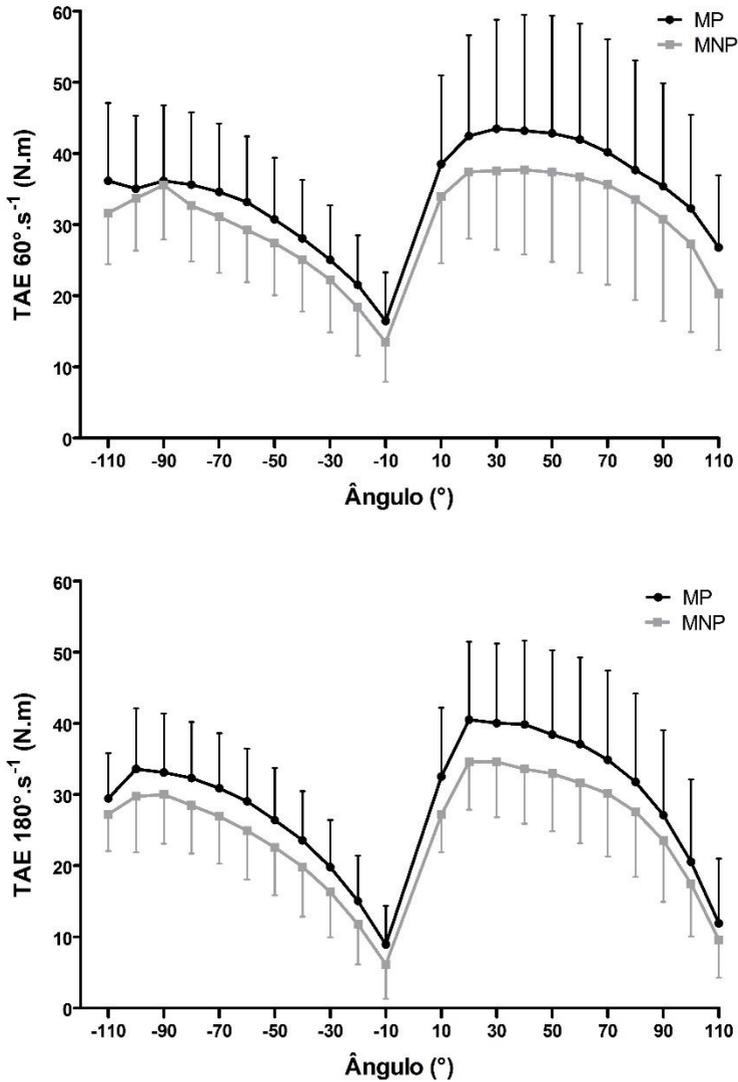
As figuras 17, 18 e 19 apresentam as curvas do TAE de RL e RM concêntricas a cada  $10^{\circ}$  da ADM em ambas as velocidades. Os valores negativos (primeira parte da curva) são os torques do movimento de rotação lateral e os valores positivos (segunda metade da curva) são os torques do movimento de rotação medial.

Figura 17 – Curvas de torque em ângulos específicos no grupo não-atleta



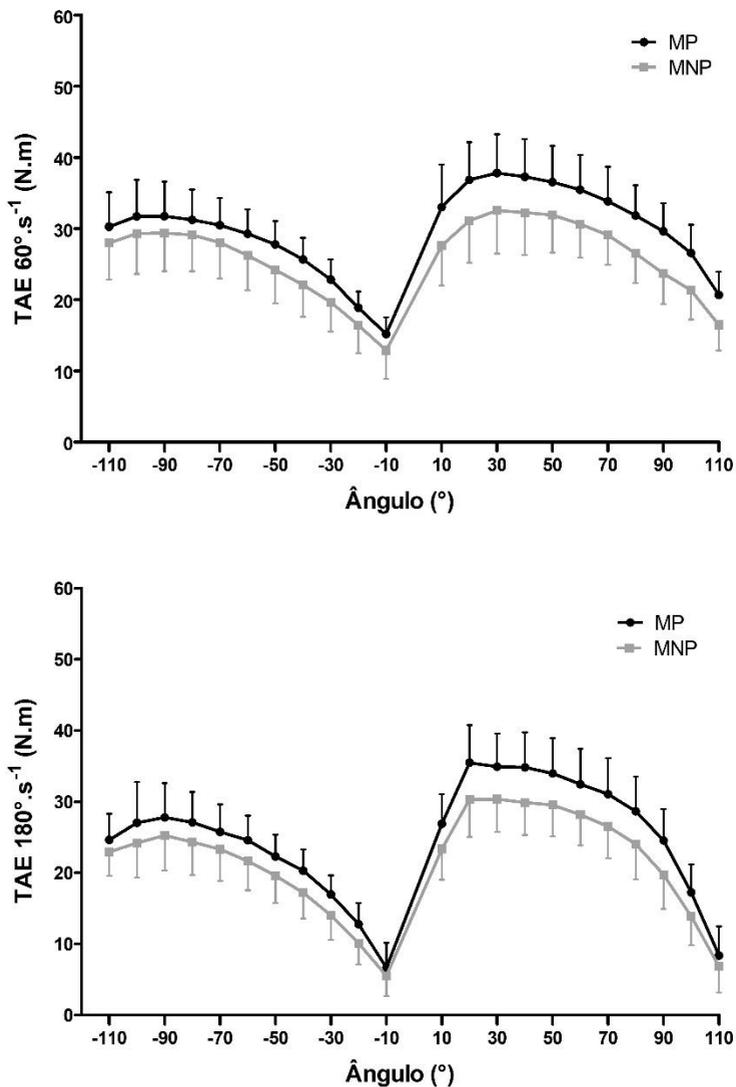
Legenda: MP – Membro preferencial; MNP – Membro não-preferencial; TAE – Torque em ângulos específicos.

Figura 18 - Curvas de torque em ângulos específicos no grupo recreacional



Legenda: MP – Membro preferencial; MNP – Membro não-preferencial; TAE – Torque em ângulos específicos.

Figura 19 - Curvas de torque em ângulos específicos no grupo treinamento



Legenda: MP – Membro preferencial; MNP – Membro não-preferencial; TAE – Torque em ângulos específicos.

#### 4.2.4 Razão de torque convencional em ângulos específicos

A ANOVA da RC\_TAE a  $60^{\circ} \cdot s^{-1}$  mostrou não haver interação entre ângulo, grupo e membro [ $F(3,11) = 0,49$ ;  $p = 0,69$ ]. No entanto, houve interação entre ângulo x membro [ $F(1,50; 114) = 3,97$ ;  $p = 0,03$ ], sendo maior no MNP em relação ao MP nos ângulos de  $80^{\circ}$  ( $p=0,04$ ),  $90^{\circ}$  ( $p = 0,02$ ),  $100^{\circ}$  ( $p = 0,02$ ) e  $110^{\circ}$  ( $p=0,03$ ) em todos os grupos (Figuras 20, 21 e 22).

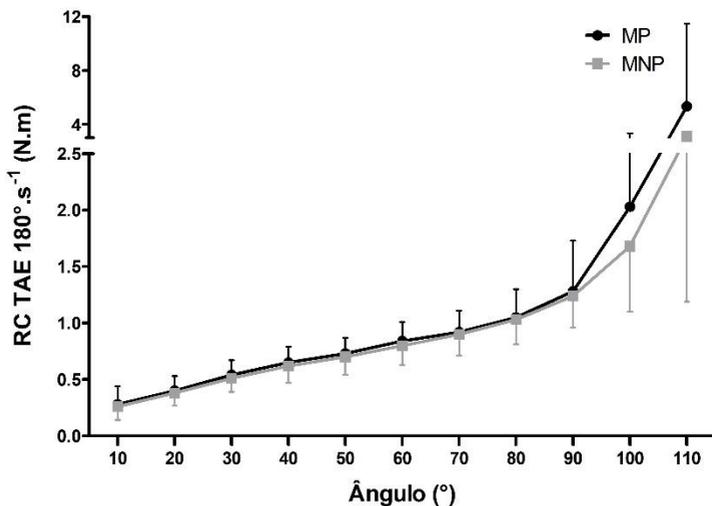
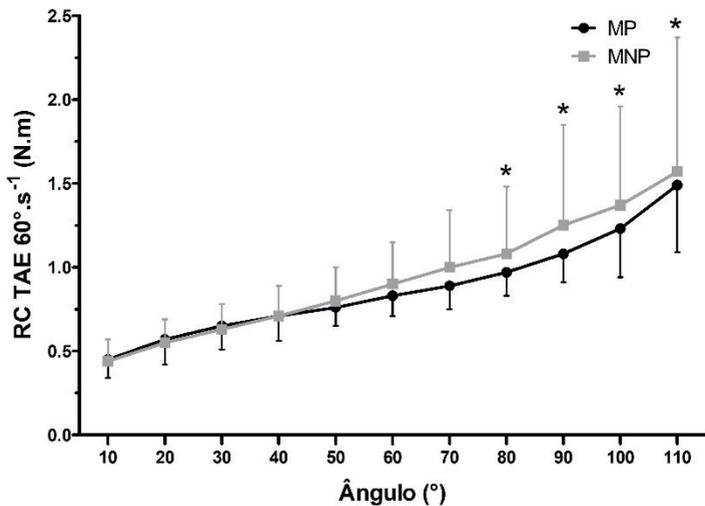
A ANOVA da RC\_TAE a  $180^{\circ} \cdot s^{-1}$  mostrou somente efeito principal do ângulo [ $F(1,10; 81,79) = 65,87$ ;  $p < 0,001$ ]. Não houve interação entre ângulo, grupo e membro [ $F(14,52; 81,79) = 0,94$ ;  $p = 0,40$ ].

As tabelas 6, 7 e 8 apresentam a média e desvio padrão da RC\_TAE nas velocidades de  $60^{\circ} \cdot s^{-1}$  e  $180^{\circ} \cdot s^{-1}$ .

Tabela 6 - Média e desvio padrão da razão convencional de torque por ângulo específico no grupo não-atleta

Ângulo (°)	$60^{\circ} \cdot s^{-1}$		$180^{\circ} \cdot s^{-1}$	
	MP	MNP	MP	MNP
<b>10</b>	0,45 ±0,11	0,44 ±0,13	0,28 ±0,16	0,26 ±0,12
<b>20</b>	0,57 ±0,15	0,55 ±0,14	0,40 ±0,13	0,38 ±0,11
<b>30</b>	0,65 ±0,14	0,63 ±0,15	0,54 ±0,13	0,51 ±0,12
<b>40</b>	0,71 ±0,12	0,71 ±0,18	0,65 ±0,14	0,62 ±0,15
<b>50</b>	0,76 ±0,11	0,80 ±0,20	0,73 ±0,14	0,70 ±0,16
<b>60</b>	0,83 ±0,12	0,90 ±0,25	0,84 ±0,17	0,80 ±0,17
<b>70</b>	0,89 ±0,14	1,00 ±0,34	0,92 ±0,19	0,90 ±0,19
<b>80</b>	0,97 ±0,14	1,08 ±0,40	1,05 ±0,25	1,03 ±0,22
<b>90</b>	1,08 ±0,17	1,25 ±0,60	1,28 ±0,45	1,24 ±0,28
<b>100</b>	1,23 ±0,29	1,37 ±0,59	2,03 ±1,30	1,68 ±0,58
<b>110</b>	1,49 ±0,40	1,57 ±0,80	5,33 ±6,16	3,10 ±1,91

Figura 20 – Comparação das razões de torque por ângulo específico no grupo não-atleta



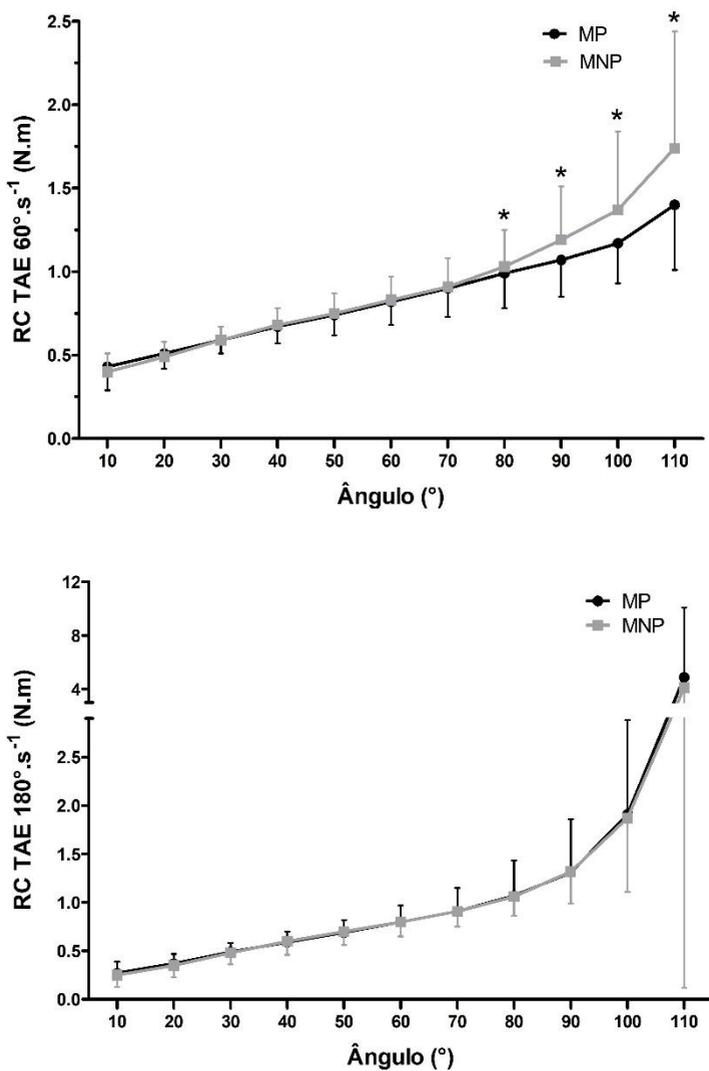
Legenda: MP – Membro preferencial; MNP – Membro não-preferencial; RC TAE – Razão convencional de torque por ângulos específicos.

\*RC TAE maior no MNP em relação ao MP ( $p < 0,05$ ; 1-tailed).

Tabela 7 - Média e desvio padrão da razão convencional de torque por ângulo específico no grupo recreacional

Ângulo (°)	60°.s <sup>-1</sup>		180°.s <sup>-1</sup>	
	MP	MNP	MP	MNP
<b>10</b>	0,43 ±0,14	0,40 ±0,11	0,27 ±0,12	0,25 ±0,12
<b>20</b>	0,51 ±0,09	0,49 ±0,09	0,37 ±0,10	0,35 ±0,12
<b>30</b>	0,59 ±0,08	0,59 ±0,08	0,49 ±0,09	0,48 ±0,12
<b>40</b>	0,67 ±0,10	0,68 ±0,10	0,59 ±0,11	0,60 ±0,14
<b>50</b>	0,74 ±0,12	0,75 ±0,12	0,69 ±0,13	0,70 ±0,14
<b>60</b>	0,82 ±0,15	0,83 ±0,14	0,80 ±0,17	0,80 ±0,15
<b>70</b>	0,90 ±0,17	0,91 ±0,17	0,91 ±0,24	0,91 ±0,16
<b>80</b>	0,99 ±0,21	1,03 ±0,22	1,07 ±0,36	1,06 ±0,20
<b>90</b>	1,07 ±0,22	1,19 ±0,32	1,31 ±0,55	1,32 ±0,33
<b>100</b>	1,17 ±0,24	1,37 ±0,47	1,91 ±0,97	1,87 ±0,76
<b>110</b>	1,40 ±0,39	1,74 ±0,70	4,88 ±5,23	4,10 ±3,98

Figura 21 – Comparação das razões de torque por ângulo específico no grupo recreacional



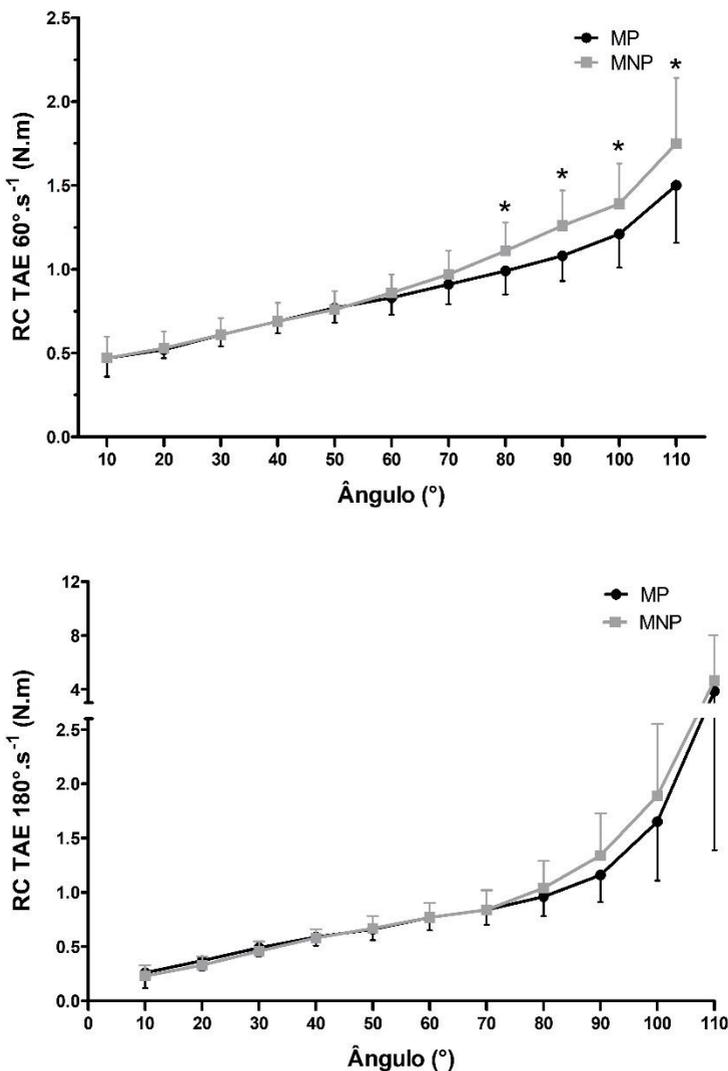
Legenda: MP – Membro preferencial; MNP – Membro não-preferencial; RC TAE – Razão convencional de torque por ângulos específicos.

\*RC TAE maior no MNP em relação ao MP ( $p < 0,05$ ; 1-tailed).

Tabela 8 - Média e desvio padrão da razão convencional de torque por ângulo específico no grupo treinamento

Ângulo (°)	60°.s <sup>-1</sup>		180°.s <sup>-1</sup>	
	MP	MNP	MP	MNP
<b>10</b>	0,47 ±0,11	0,47 ±0,13	0,26 ±0,14	0,23 ±0,10
<b>20</b>	0,52 ±0,05	0,53 ±0,10	0,37 ±0,09	0,33 ±0,08
<b>30</b>	0,61 ±0,07	0,61 ±0,10	0,49 ±0,08	0,46 ±0,09
<b>40</b>	0,69 ±0,07	0,69 ±0,11	0,59 ±0,08	0,58 ±0,08
<b>50</b>	0,77 ±0,09	0,76 ±0,11	0,66 ±0,10	0,67 ±0,11
<b>60</b>	0,83 ±0,10	0,86 ±0,11	0,77 ±0,12	0,77 ±0,13
<b>70</b>	0,91 ±0,12	0,97 ±0,14	0,84 ±0,14	0,84 ±0,18
<b>80</b>	0,99 ±0,14	1,11 ±0,17	0,96 ±0,18	1,04 ±0,25
<b>90</b>	1,08 ±0,15	1,26 ±0,21	1,16 ±0,25	1,34 ±0,39
<b>100</b>	1,21 ±0,20	1,39 ±0,24	1,65 ±0,54	1,89 ±0,66
<b>110</b>	1,50 ±0,34	1,75 ±0,39	3,86 ±2,47	4,65 ±3,37

Figura 22 – Comparação das razões de torque por ângulo específico no grupo treinamento



Legenda: MP – Membro preferencial; MNP – Membro não-preferencial; RC TAE – Razão convencional de torque por ângulos específicos.

\*RC TAE maior no MNP em relação ao MP ( $p < 0,05$ ; 1-tailed)..

#### 4.2.5 Relação entre GIRD e razões de torque muscular

A seguir, na tabela 9 são apresentados os resultados das correlações entre o GIRD e as razões de torque muscular no membro preferencial de todos os sujeitos (RC\_PT, RC\_TAE<sub>10</sub>, RC\_TAE<sub>20</sub>, RC\_TAE<sub>100</sub>, RC\_TAE<sub>110</sub>). Na velocidade de 60°.s<sup>-1</sup> houve uma correlação pequena entre RC\_PT e GIRD (R = -0,20; p = 0,03) e RC\_TAE<sub>110</sub> e GIRD (R = -0,28; p = 0,04).

Tabela 9 - Correlação entre o déficit de rotação medial e as razões de torque muscular

<b>RAZÕES x GIRD</b>	<b>60°.s<sup>-1</sup></b>	<b>180°.s<sup>-1</sup></b>
<b>RC PT</b>	R=-0,29; p=0,03*	R=-0,24; p=0,06
<b>RC TAE<sub>10</sub></b>	R=-0,14; p=0,19	R=-0,12; p=0,22
<b>RC TAE<sub>20</sub></b>	R=-0,20; p=0,10	R=-0,21; p=0,09
<b>RC TAE<sub>100</sub></b>	R=-0,14; p=0,19	R=0,02; p=0,45
<b>RC TAE<sub>110</sub></b>	R=-0,28; p=0,04*	R=-0,02; p=0,46

\*Correlação significativa pequena (p < 0,05; *1-tailed*).

Legenda: RC PT – Razão convencional por pico de torque; RC TAE – Razão convencional de torque por ângulo específico.

## 5 DISCUSSÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar e comparar a ADM e o equilíbrio de torque muscular de RL e RM do ombro entre atletas e não-atletas de voleibol, verificando também a relação entre estas variáveis. Os resultados demonstraram diferenças na ADM de RM entre membros, sendo menor no MP em relação ao MNP, e a ATR foi maior no GT em relação ao GNA. Além disso, todos os grupos apresentaram diferenças significativas na RC\_TAE em ângulos extremos da ADM a  $60^{\circ}.s^{-1}$ , sendo menor no MP em relação ao MNP. No entanto, não houve diferença entre grupos e membros para RC\_PT. O GIRD apresentou correlação de magnitude pequena com a RC\_PT a  $60^{\circ}.s^{-1}$  e com a RC\_TAE<sub>110</sub> a  $60^{\circ}.s^{-1}$  para todos os grupos. A seguir, a discussão será apresentada em quatro partes: Amplitude de movimento, equilíbrio do torque muscular, relação entre GIRD e razões de torque muscular e limitações e aplicações práticas.

### **Amplitude de movimento**

Para a ADM, a hipótese um era que a RM seria menor e a RL maior no MP em relação ao MNP nos atletas de voleibol. Também se hipotizou que a RM seria maior e a RL menor no MP dos não-atletas em relação aos atletas, enquanto a ATR não seria diferente entre os grupos e membros. Tal hipótese foi formulada com base na literatura, que relata adaptação do movimento de rotação do ombro em esportes *overhead*, devido à grande quantidade de ações executadas pelos atletas, como saque e ataque, que ocasionam a diminuição da ADM de RM e aumento na ADM de RL, ocorrendo no MP dos atletas (CHALLOUMAS; STAVROU; DIMITRAKAKIS, 2016; SEMINATI; MINETTI, 2013; WILK et al., 2009). Foram encontradas apenas diferenças entre membros para ADM de RM, sendo menor no MP em relação ao MNP e na ATR, que foi maior no GT em relação ao GNA. Dessa forma, recusamos esta hipótese do estudo.

Reeser et al. (2010) avaliaram a ADM passiva de competidores recreacionais e encontraram diferenças entre os membros, com diminuição na RM do MP, sem resultados significativos na RL e ATR. Já Schwab e Blanch (2009), também avaliando a ADM passiva do ombro, porém em atletas de voleibol de elite, relataram aumento na ATR do MP, sem diferença para RM e RL. Em nosso estudo, no GNA 28,6% dos sujeitos apresentam histórico de lesão anterior há um ano e 35,7% relataram histórico de dor anterior há seis meses, o que pode ter

influenciado o valor médio de RM, que foi abaixo do esperado para este grupo, explicando não haver diferença na RM em relação aos atletas de voleibol. A menor RM do MP em relação ao MNP para todos os grupos reforça a preposição anterior.

A hipótese dois era que o GIRD seria maior nos atletas de voleibol em relação aos não-atletas. Tal hipótese foi formulada de acordo com os estudos que demonstram adaptação na ADM de RM do ombro preferencial em relação ao contralateral em esportes *overhead*, levando a diferenças classificadas como GIRD (MANSKE et al., 2013; ROSE; NOONAN, 2018). No presente estudo, não encontramos diferenças entre as médias de GIRD dos três grupos, portanto, recusamos a hipótese dois. Porém, a análise individual, considerando 14° como parâmetro de classificação do GIRD, mostrou três sujeitos com GIRD (21,4%), sendo dois *GIRDp* (14,3%) e um *GIRDa* (7,1%), em cada um dos grupos de atletas de voleibol (GR e GT). Considerar o GIRD dentro da média de um grupo oculta os sujeitos que possuem grandes assimetrias entre os membros e que podem apresentar risco de lesão. Dessa forma, é importante considerar a análise individual de cada atleta, que pode ser utilizada em programas de reabilitação e prevenção de lesões em esportes *overhead*.

O GIRD tem causas multifatoriais, mas as adaptações morfológicas mais relatadas são o estreitamento das estruturas posteriores do ombro, como a cápsula articular e músculos do manguito rotador (ROSE; NOONAN, 2018). No esqueleto imaturo, o gesto de arremesso/lançamento realizado repetidamente, gera adaptações ósseas, e posteriormente à maturidade esquelética, o torque e a força sobre a articulação glenoumeral podem conduzir ao GIRD (KELLER et al., 2018). Burkhart, Morgan e Kibler (2003) sugeriram que as alterações na ADM de rotação do ombro podem iniciar uma cascata patofisiológica no ombro do arremessador. Shanley et al. (2011) avaliaram a ADM de atletas de softball e beisebol, acompanhando-os posteriormente durante uma temporada e registrando a ocorrência de lesões no membro superior. Os autores relataram que um GIRD maior que 25° aumentou a chance de lesões no membro superior em quatro vezes.

No presente estudo, ambos os grupos de atletas de voleibol apresentam uma carga horária de prática semanal baixa (GR – 4,50 h; GT – 8,14h), além de tratar-se de atletas de nível de competição recreacional e de categorias de base a nível estadual, o que pode identificar uma carga de trabalho insuficiente para gerar adaptações consideradas como fator de risco para lesões do ombro. Saccol, Almeida e Souza (2016) encontraram GIRD em homens competidores de vôlei de praia de alto nível, os quais

treinavam mais de 20 horas semanais, porém apenas 16% foram classificados com GIRD patológica, suportando a hipótese de que as alterações na ADM de RM podem ser adaptações anatômicas e não identificam fator de risco para lesões. Corroborando com esta hipótese, Challoumas, Stavrou e Dimitrakakis (2016) em estudo de revisão, concluem que o GIRD em atletas de voleibol parece ser uma adaptação anatômica aos movimentos repetitivos, não associando-se com dor e/ou lesões no ombro.

O parâmetro estabelecido para o GIRD é a redução de 18° de RM no MP em relação ao contralateral, e foi reportado por estudos com atletas lançadores de beisebol, esporte que possui gestos em grande amplitude de rotação do ombro, elevado número de repetições e altas velocidades de aceleração e desaceleração do membro superior (BURKART; MORGAN; KIBLER, 2003). Johnson et al. (2018), em estudo de revisão sistemática com metanálise, encontraram relação entre lesões do membro superior em jovens e adultos jogadores de beisebol, porém, a média do GIRD encontrado foi entre 10° e 14°, levando os autores a sugerir que este parâmetro de 18° é muito conservador para classificação do GIRD patológico. Essa observação vai de acordo com este estudo, demonstrando a importância de haver uma classificação do GIRD específica para o voleibol, já que as características técnicas e o treinamento diferem entre os esportes *overhead*.

Keller et al. (2018), em estudo de revisão sistemática com metanálise envolvendo atletas de diferentes esportes *overhead*, não encontraram relação entre GIRD e lesões no membro superior. Os autores deste estudo sugerem uma associação entre o GIRD e lesões no cotovelo e ombro, porém os valores não foram significativos. Também não houve diferença no GIRD entre atletas menores de 18 anos e atletas com mais de 18 anos. Os autores justificaram os achados do estudo pela baixa qualidade dos dados dos artigos utilizados na análise, necessitando assim, de estudos mais confiáveis para investigação do problema. Desta forma, é importante que diferentes investigações em relação ao GIRD sejam realizadas, para obter melhores parâmetros e entendimento das causas e consequências deste fenômeno.

### **Razões de torque muscular**

A hipótese três deste estudo era que a RC\_PT seria menor no MP em relação ao MNP nos atletas, e menor no MP dos atletas em relação aos não atletas. Tal hipótese suporta-se no fato de que o torque concêntrico de RM aumenta nos atletas lançadores, como resposta a

adaptações neuromusculares ao treinamento do gesto *overhead*. Já o torque concêntrico de RL não aumenta proporcionalmente, o que leva a uma menor razão de equilíbrio do torque muscular no MP (CHALLOUMAS; STAVROU; DIMITRAKAKIS, 2016; NOFFAL, 2003). Neste estudo, não encontramos diferenças entre membro e grupo para as razões por PT, recusando, portanto, esta hipótese.

O presente estudo não encontrou diferenças na RC\_PT, mas o torque de RM foi maior no MP em relação ao MNP e o torque de RL foi superior no GNA em relação ao GT. Alguns fatores relacionados à amostra do estudo podem ter influenciado para que as razões de torque muscular não tenham sido diferentes entre os grupos. Os sujeitos do GNA, apesar de não praticarem esportes com o gesto de lançamento/arremesso, são na maioria, atletas de outras modalidades com predominância de membros inferiores, possuindo bom nível de coordenação e força geral, o que pode ter gerado um bom desempenho no teste de torque muscular. Alguns sujeitos do GNA também são envolvidos com a prática do treinamento de força, que tem por característica exercícios gerais que desenvolvem mais os músculos rotadores mediais do que os rotadores laterais, fator que também pode contribuir para gerar desequilíbrio muscular na articulação glenoumeral (MALLIOU, GIANNAKOPOULOS, BENEKA, GIOFTSIDOU, 2004).

Outro fator relevante é o nível técnico dos dois grupos de atletas de voleibol, que influencia diretamente na biomecânica do gesto de saque e ataque. Reeser et al. (2010b) avaliaram a biomecânica do saque e ataque em jogadoras de voleibol, encontrando diferenças nos valores de torque máximo de RM e velocidade angular do braço durante a aceleração para a RM, entre o saque viagem, flutuante e parado, por exemplo. Os saques de maior dificuldade técnica apresentam maior torque e velocidade do membro superior, que também pode gerar maiores adaptações neuromusculares na articulação glenoumeral.

O volume de treinamento também é fator determinante nas razões de torque muscular, visto que podem gerar adaptações crônicas por *overuse*. Mendonça et al. (2010), ao avaliarem atletas da seleção brasileira sub-19 e sub-21 encontraram maior desequilíbrio na RC de torque a 60 e 360°.s<sup>-1</sup> na categoria superior, a qual treinava 30 horas semanais, 10 horas a mais que a categoria inferior. O maior volume de treinamento proporciona maior quantidade de ações de saque e ataque realizadas ao longo da temporada. O maior nível competitivo também leva ao aumento da intensidade e volume do treinamento de força, que conforme mencionado anteriormente, pode gerar desequilíbrios musculares no complexo do ombro (MALLIOU, GIANNAKOPOULOS, BENEKA,

GIOFTSIDOU, 2004). Portanto, atletas de voleibol de alto nível, utilizam técnicas de saque e ataque que exigem maior potência muscular do membro superior, além de estarem expostos a maior volume de treinamento em relação a níveis competitivos inferiores, como é o caso dos sujeitos do GT deste estudo.

As razões de torque apresentadas pelos sujeitos deste estudo ficaram acima do recomendado na literatura, que é entre 0,65-0,75 (ELLENBECKER e DAVIS, 2000). Um fator que dificulta a comparação entre os estudos é o posicionamento do sujeito durante o teste, escolha que gera diferentes resultados. Realizar o teste com o sujeito deitado é mais reprodutível, porém a posição com o indivíduo sentado em abdução do ombro é mais funcional aos esportes *overhead* (EDOUARD et al., 2011, 2013b; FORTHOMME et al., 2011). Em nosso estudo, adotamos a posição com o sujeito sentado em 70° de abdução do ombro, baseado em Lin et al. (2015), que encontraram maior torque de RL e RM em relação aos outros ângulos de abdução do ombro (45 e 90°), além de ser uma posição que não gera grande compressão articular e desconforto. Lin et al. (2015) encontraram maiores valores nesta posição quando comparada aos outros ângulos de abdução do ombro em todas as velocidades isocinéticas testadas. O maior conforto em realizar a RL nessa posição, pode gerar maior torque neste movimento em relação a outras posições de maior abdução do ombro, apresentando maior razão de torque convencional.

Estes fatores podem explicar o fato de o nosso estudo não ter encontrado valores de razão de torque muscular convencional abaixo do recomendado, contrariando o estudo de Kim e Jeoung, (2016), os quais avaliaram a RC em jogadores da seleção coreana de voleibol e Hadzic et al. (2014), que realizaram estudo de revisão com jogadores de elite e encontraram assimetria entre os membros, com menor RC no MP. Neste estudo, a RC acima do normativo, indica um torque maior de RL em relação a RM do que o necessário para estar na faixa normativa estabelecida pela literatura.

Castro et al. (2017) testaram diferentes abordagens de avaliação do torque do ombro para identificar qual razão de torque muscular seria mais sensível na detecção de desequilíbrios musculares. Foram utilizadas contrações concêntricas e excêntricas nas velocidades de 60, 180 e 300°.s<sup>-1</sup>, calculando-se oito diferentes razões, sendo elas razões convencionais, funcionais e mistas (diferentes velocidades). A RF mista (RL 60°.s<sup>-1</sup>/ RM 300°.s<sup>-1</sup>) mostrou maiores assimetrias entre o MP e MNP, assim como entre o MP de atletas de handebol e o grupo controle. A RF a 300°.s<sup>-1</sup> e a RC mista (RL 60°.s<sup>-1</sup>/RM 300°.s<sup>-1</sup>) também mostraram diferenças

significativas, o que não ocorreu para as outras razões utilizadas. Isso indica que a utilização de outras razões de torque poderia ter detectado diferenças na amostra deste estudo. Os testes que utilizam altas velocidades apresentam um maior risco de lesões, um viés importante na avaliação isocinética, sendo mais indicadas em sujeitos familiarizados com o teste e com boa coordenação motora. Por este motivo, no presente estudo optou-se pela utilização de velocidades máximas de  $180^{\circ}.s^{-1}$ .

A quarta hipótese formulada era que a razão convencional de TAE seria diferente entre os membros e grupos nos ângulos mais extremos da ADM, sendo menor no MP em relação ao MNP nos atletas e menor no MP dos atletas em relação aos não-atletas. Esta hipótese foi formulada considerando a característica do gesto técnico de saque e ataque no voleibol, já relatado anteriormente como capaz de gerar adaptações neuromusculares, (CHALLOUMAS; ARTEMIOU; DIMITRAKAKIS, 2016; SEMINATI; MINETTI, 2013), inferindo-se que estas adaptações seriam mais evidentes nos ângulos extremos da ADM. Encontramos assimetrias entre MP e MNP na razão convencional de TAE em quatro ângulos extremos da ADM ( $80^{\circ}$ ,  $90^{\circ}$ ,  $100^{\circ}$  e  $110^{\circ}$ ) na velocidade  $60^{\circ}.s^{-1}$ . Portanto, aceitamos a hipótese quatro do estudo.

Esperávamos encontrar diferenças mais evidentes nas razões de TAE a  $180^{\circ}.s^{-1}$ , já que a funcionalidade do gesto de ataque no voleibol ocorre em altas velocidades (REESER et al., 2010b). Esta ausência de diferença pode ser explicada pela menor reprodutibilidade da avaliação do torque em altas velocidades, que exige maior coordenação que em menores velocidades, bem como menor *load range* (maior aceleração e desaceleração para chegar na velocidade constante do teste isocinético) (BROWN et al., 1995). Neste estudo, o PT foi menos reprodutível a  $180^{\circ}.s^{-1}$  em ambos os movimentos (RL e RM). Ruas et al. (2014) compararam a RC\_PT com a RC\_TAE em 14 ângulos, não encontrando diferenças entre estas, concluindo que a RC\_PT resulta em informações similares a RC\_TAE. No entanto, a RF de TAE foi diferente da RF por PT em múltiplos ângulos da ADM testada. Portanto, a RF de TAE poderia ter indicado diferentes resultados no presente estudo.

Ainda são poucos os estudos que tenham explorado as diferentes abordagens da avaliação isocinética como o TAE, impossibilitando a comparação dos nossos resultados com a literatura. Na articulação do joelho, a razão de TAE em conjunto com outras abordagens da avaliação isocinética, tem sido apresentada em estudos recentes (EUSTACE; PAGE; GREIG, 2017, 2018) e mostrado ser sensível na detecção de desequilíbrios de torque muscular. Os resultados do presente estudo demonstraram assimetria da RC\_TAE em ângulos extremos da ADM do

ombro em todos os sujeitos, destacando que esta abordagem pode ser capaz de demonstrar adaptações específicas do treinamento nas modalidades *overhead*.

As razões de torque muscular são frequentemente utilizadas no diagnóstico de desequilíbrios musculares em diferentes contextos, tanto no meio clínico como no esportivo (D'ALESSANDRO et al., 2005; DVIR, 2014). Já a utilização destes valores de referência do equilíbrio de torque muscular como parâmetro na predisposição a lesões, ainda não possuem um consenso na literatura científica. Alguns estudos demonstraram que alterações no equilíbrio de torque muscular aumentam a incidência de lesões em atletas, fortalecendo a importância de utilizar esta avaliação (CLARSEN et al., 2014; EDOUARD et al., 2013a). Porém essas razões podem ser inerentes ao esporte e não necessariamente indicar risco de lesões, devendo-se, portanto, criar valores normativos para cada esporte. Seminatti e Minetti (2013) apresentam os desequilíbrios e assimetrias musculares, como fatores de risco de lesões por *overuse* no ombro, quando concomitantes a alterações na mobilidade glenoumeral e assimetria escapular. Portanto, os desequilíbrios musculares avaliados pelo torque muscular demonstram ser bons parâmetros para o diagnóstico de atletas, principalmente quando utilizados em conjunto com outras avaliações do movimento.

### **Relação entre GIRD e razões de torque muscular**

A hipótese cinco deste trabalho era que haveria correlação negativa fraca entre GIRD e RC\_PT e correlação negativa moderada entre GIRD e RC\_TAE nos ângulos mais extremos da ADM (10°, 20°, 100° e 110°). Esta relação foi traçada considerando alguns estudos que investigaram a ADM e força/torque na rotação do ombro e contraram alguma associação entre elas (AMIN et al., 2015; GUNEY et al., 2016; MORENO-PÉREZ et al., 2018). Este trabalho encontrou correlação negativa fraca entre o GIRD e RC\_PT a 60°.s<sup>-1</sup> e correlação negativa fraca entre RC\_TAE<sub>110</sub> a 60°.s<sup>-1</sup>, ou seja, quanto maior o GIRD, menor foram ambas as razões do MP dos sujeitos avaliados. Portanto, aceitamos parcialmente esta hipótese do estudo

Associar o GIRD com o torque ou força de RL e RM tem sido um desafio na literatura que aborda a articulação do ombro, pois o GIRD, como exposto anteriormente, é uma consequência de diversos fatores morfológicos (adaptações ósseas, capsulares e musculares) (BURKHART; MORGAN; KIBLER, 2003; LIN; WONG; KAZAM, 2018; ROSE; NOONAN, 2018). Guney et al. (2018) encontraram menor

RF por PT nos ombros com GIRD em atletas de voleibol e basquetebol, o que sugere associação entre estes fatores. Amin et al. (2015) avaliaram atletas lançadores de beisebol e observaram associação entre o decréscimo de força isométrica na abdução e flexão do ombro e na ATR do ombro com o GIRD. Já Saccol et al. (2015) observaram redução na RM no MP de atletas de vôlei de praia, porém não houve assimetria na força isométrica de RL e RM entre os membros, concluindo que o GIRD nestes sujeitos é uma adaptação normal, não sendo fator de risco a lesões. Esta relação ainda é influenciada por outros fatores, como o histórico de lesões no ombro. Moreno-Pérez et al. (2018) avaliaram tenistas com e sem histórico de lesões, havendo menor força isométrica de RL e menor razão isométrica entre RL/RM, as quais foram acompanhadas de redução na ADM de RL e ATR no MP em relação ao MNP.

É importante ter cautela na associação encontrada no presente estudo, já que ambas as correlações encontradas foram de magnitude pequena, devendo ser melhor investigadas em futuros estudos. A relação entre a ADM e a força/torque de rotação do ombro ainda possui poucas evidências. É importante entender, por exemplo, se as alterações na ADM levam a alterações no equilíbrio de torque muscular ou o contrário, ou ainda, se estas alterações ocorrem conjuntamente em resposta a prática de modalidades com uso excessivo do membro superior.

### **Limitações e aplicações práticas do estudo**

O presente estudo apresenta algumas limitações. Os atletas avaliados possuem um nível técnico variado dentro de cada grupo, o que pode gerar heterogeneidade nos resultados individuais dos testes realizados. Porém, todos os atletas apresentavam um bom nível técnico e realizaram os testes nas mesmas condições de avaliação, além de os métodos utilizados terem apresentado reprodutibilidade satisfatória.

Neste trabalho não utilizamos os testes excêntricos, o que possibilitaria traçar mais relações a respeito dos desequilíbrios de torque muscular. Além da utilização das razões convencionais de torque, vários estudos preconizam a comparação das razões funcionais, devido ao uso da fase excêntrica do movimento, que é mais específica em relação a funcionalidade dos gestos esportivos, já que os rotadores externos são responsáveis por desacelerar a RM do membro na fase final do arremesso/lançamento (RUAS 2014, 2015, EUSTACE 2016, 2017; AYALA et al.). Porém, as dificuldades metodológicas para obtenção de dados com boa qualidade nos testes de contração excêntrica dificultam o uso da RF, tornando os testes concêntricos ainda bastante utilizados nas

avaliações de equilíbrio muscular na articulação do ombro (ELLENBECKER; DAVIS, 2000).

Quanto a aplicação prática deste estudo, destacam-se os métodos utilizados, que apresentaram uma boa reprodutibilidade. O inclinômetro digital por meio de aplicativos de smartphones é um método de fácil aplicação para avaliação de atletas e não-atletas, evitando o uso de métodos complexos e caros.



## 6 CONCLUSÃO

Este estudo teve como objetivo avaliar e comparar a ADM e o equilíbrio de torque muscular de RL e RM do ombro em atletas e não-atletas de voleibol. Os resultados demonstraram que a ADM e o equilíbrio de torque muscular de rotação do ombro não foram diferentes entre os grupos avaliados. No entanto, a avaliação da RC\_TAE mostrou algumas assimetrias entre os membros em amplitudes extremas de movimento em atletas e não-atletas, sendo menor no MP em relação ao MNP.

Neste estudo, atletas recreacionais e atletas de categorias de base competitivos apresentaram baixo volume de prática semanal no voleibol, o que demonstrou não ocasionar alterações significativas na ADM de rotação do ombro, sem atingir os parâmetros de GIRD estabelecidos pela literatura. A RC\_PT foi acima do normativo apresentado pela literatura, porém não foi diferente entre os atletas e não-atletas. Já a RC\_TAE foi diferente entre os membros em alguns ângulos extremos da ADM do ombro para atletas e não-atletas, podendo ser útil no monitoramento do treinamento esportivo e em programas de reabilitação, identificando as adaptações ao treinamento das modalidades *overhead*.

Por fim, os métodos utilizados em nosso estudo para a mensuração do equilíbrio de torque muscular e ADM de rotação do ombro, são ferramentas confiáveis para utilização no esporte ou na clínica, apresentando boa reprodutibilidade.



## REFERÊNCIAS

- AMIN, N. H. et al. The Relationship Between Glenohumeral Internal Rotational Deficits, Total Range of Motion, and Shoulder Strength in Professional Baseball Pitchers. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v. 23, n. 12, p. 789–796, dez. 2015.
- AYALA, F. et al. Absolute reliability of hamstring to quadriceps strength imbalance ratios calculated using peak torque, joint angle-specific torque and joint ROM-specific torque values. **International Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 11, p. 909–916, 2012.
- BALTZOPOULOS, V.; BRODIE, D. A. Isokinetic Dynamometry: Applications and Limitations. **Sports Medicine**, v. 8, n. 2, p. 101–116, 1989.
- BARROSO, G. C.; THIELE, E. S. Lesão muscular nos atletas. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 46, n. 4, p. 354–358, 2011.
- BERCKMANS, K. et al. The isokinetic rotator cuff strength ratios in overhead athletes: Assessment and exercise effect. **Physical Therapy in Sport**, v. 27, p. 65–75, 2017.
- BORSA, P. A. et al. Correlation of range of motion and glenohumeral translation in professional baseball pitchers. **American Journal of Sports Medicine**, v. 33, n. 9, p. 1392–1399, 2005.
- BORSA, P. A.; LAUDNER, K. G.; SAUERS, E. L. Mobility and stability adaptations in the shoulder of the overhead athlete: A theoretical and evidence-based perspective. **Sports Medicine**, v. 38, n. 1, p. 17–36, 2008.
- BRAUN, S.; KOKMEYER, D.; MILLETT, P. J. Shoulder Injuries in the Throwing Athlete. **The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume**, v. 91, n. 4, p. 966–978, abr. 2009.
- BROWN, L. E. et al. The Effect of Velocity and Gender on Load Range During Knee Extension and Flexion Exercise on an Isokinetic Device. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 21, n. 2, p. 107–112, 1995.
- BURKHART, S. S.; MORGAN, C. D.; KIBLER, W. BEN. The Disabled Throwing Shoulder: Spectrum of Pathology Part I: Pathoanatomy and Biomechanics. **The Journal of Arthroscopic and Related Surgery**, v. 19, n. 4, p. 404–420, 2003.
- CASTRO, M. P. DE et al. Functional shoulder ratios with high velocities of shoulder internal rotation are most sensitive to determine shoulder rotation

torque imbalance: a cross-sectional study with elite handball players and controls. **Sports Biomechanics**, v. 3141, n. December, p. 1–12, 2017.

CHALLOUMAS, D.; ARTEMIU, A.; DIMITRAKAKIS, G. Dominant vs. non-dominant shoulder morphology in volleyball players and associations with shoulder pain and spike speed. **Journal of sports sciences**, v. 00, n. 00, p. 1–9, 2016.

CHALLOUMAS, D.; STAVROU, A.; DIMITRAKAKIS, G. The volleyball athlete's shoulder: biomechanical adaptations and injury associations. **Sports Biomechanics**, v. 3141, n. October, p. 1–18, 2016.

CLARSEN, B. et al. Reduced glenohumeral rotation, external rotation weakness and scapular dyskinesis are risk factors for shoulder injuries among elite male handball players: A prospective cohort study. **British Journal of Sports Medicine**, 2014.

CONTE, S.; REQUA, R. K.; GARRICK, J. G. Disability Days in Major League Baseball. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 29, n. 4, p. 431–436, jul. 2001.

COOLS, A. M. et al. **Prevention of shoulder injuries in overhead athletes: A science-based approach** *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 2015.

CORATELLA, G. et al. Fatigue affects peak joint torque angle in hamstrings but not in quadriceps. **Journal of sports sciences**, v. 33, n. 12, p. 1276–1282, 2015.

D'ALESSANDRO, R. L. et al. Análise da associação entre a dinamometria isocinética da articulação do joelho e o salto horizontal unipodal, hop test, em atletas de voleibol. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 11, n. 5, p. 271–275, 2005.

DELESTRAT, A.; GREGORY, J.; COHEN, D. The Use of the Functional H:Q Ratio to Assess Fatigue in Soccer. **International Journal of Sports Medicine**, v. 31, n. 03, p. 192–197, 15 mar. 2010.

DIGIOVINE, N. M. et al. An electromyographic analysis of the upper extremity in pitching. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 1, n. 1, p. 15–25, 1992.

DVIR, Z. Clinical applicability of isokinetics: A review. **Clinical Biomechanics**, v. 6, n. 3, p. 133–144, 1991.

DVIR, Z. Relevant, less relevant and irrelevant isokinetic strength test parameters: Some critical comments. **Movement & Sport Sciences - Science & Motricité**, v. 21, n. 85, p. 15–21, 2014.

- EDOUARD, P. et al. Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength: a systematic review of the effect of position. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 20, n. 3, p. 367–83, 2011.
- EDOUARD, P. et al. Shoulder Strength Imbalances as Injury Risk in Handball. **International Journal of Sports Medicine**, v. 34, n. 07, p. 654–660, 26 fev. 2013a.
- EDOUARD, P. et al. Reliability of shoulder rotators isokinetic strength imbalance measured using the Biodex dynamometer. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 16, n. 2, p. 162–165, mar. 2013b.
- EJNISMAN, B. et al. Lesões músculo-esqueléticas no ombro do atleta : mecanismo de lesão , diagnóstico e retorno à prática esportiva \*. **Rev Bras Ortop**, v. 36, n. 10, p. 389–393, 2001.
- ELLENBECKER, T. S.; DAVIES, G. J. The Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation of the Shoulder Complex. **Journal of Athletic Training**, v. 35, n. 3, p. 338–350, 2000.
- EUSTACE, S. J.; PAGE, R. M.; GREIG, M. Contemporary approaches to isokinetic strength assessments in professional football players. **Science and Medicine in Football**, v. 1, n. 3, p. 251–257, 2017.
- EUSTACE, S. J.; PAGE, R. M.; GREIG, M. Angle-Specific Isokinetic Metrics Highlight Strength Training Needs of Elite Youth Soccer Players. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 132, n. 4, p. 1, maio 2018.
- FEIRING, D. C.; ELLENBECKER, T. S.; DERSCHIED, G. L. Test-Retest Reliability of the Biodex Isokinetic Dynamometer. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 11, n. 7, p. 298–300, 1990.
- FIVB. **FIVB History**. Disponível em: <[http://www.fivb.org/EN/FIVB/FIVB\\_History.asp](http://www.fivb.org/EN/FIVB/FIVB_History.asp)>. Acesso em: 10 mar. 2018.
- FLEISIG, G. S. et al. Kinetics of Baseball Pitching with Implications About Injury Mechanisms. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 23, n. 2, p. 233–239, mar. 1995.
- FORTHOMME, B. et al. Isokinetic assessment of the shoulder rotators: A study of optimal test position. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 31, n. 3, p. 227–232, 2011.
- FORTHOMME, B. et al. Shoulder pain among high-level volleyball players and preseason features. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 45, n. 10, p. 1852–1860, 2013.

- GARBIS, N. G.; MCFARLAND, E. G. Understanding and evaluating shoulder pain in the throwing athlete. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 25, n. 4, p. 735–761, 2014.
- GLEESON, N. P.; MERCER, T. H. The utility of isokinetic dynamometry in the assessment of human muscle function. **Sports Medicine**, v. 21, n. 1, p. 18–34, 1996.
- GUNEY, H. et al. The effect of glenohumeral internal-rotation deficit on functional rotator-strength ratio in adolescent overhead athletes. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 25, n. MAY, p. 52–57, 2016.
- HADZIC, V. et al. Strength asymmetry of the shoulders in elite volleyball players. **Journal of Athletic Training**, v. 49, n. 3, 2014.
- HARPUT, G. et al. Shoulder-rotator strength, range of motion, and acromiohumeral distance in asymptomatic adolescent volleyball attackers. **Journal of Athletic Training**, v. 51, n. 9, 2016.
- HAWKES, D. H. et al. Normal shoulder muscular activation and coordination during a shoulder elevation task based on activities of daily living: An electromyographic study. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 30, n. 1, p. 53–60, jan. 2012.
- HUROV, J. Anatomy and Mechanics of the Shoulder: Review of Current Concepts. **Journal of Hand Therapy**, v. 22, n. 4, p. 328–343, 2009.
- J. HALL, S. **Biomecânica Básica**. 7ª edição ed. [s.l.] Guanabara Koogan, 2016.
- JOBE, F. W. et al. An EMG analysis of the shoulder in throwing and pitching. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 11, n. 1, p. 3–5, jan. 1983.
- JOHNSON, J. E. et al. Glenohumeral Internal Rotation Deficit and Injuries A Systematic Review and Meta-analysis. **The Orthopaedic Journal of Sports Medicine**, v. 6, n. 5, p. 1–10, 2018.
- KELLER, R. A. et al. Glenohumeral Internal Rotation Deficit and Risk of Upper Extremity Injury in Overhead Athletes: A Meta-Analysis and Systematic Review. **Sports Health: A Multidisciplinary Approach**, v. 10, n. 2, p. 125–132, 30 mar. 2018.
- KIM, C.; JEOUNG, B. J. Assessment of isokinetic muscle function in Korea male volleyball athletes. **Journal of Exercise Rehabilitation**, v. 12, n. 5, p. 429–437, 2016.
- LIN, D. J.; WONG, T. T.; KAZAM, J. K. Shoulder Injuries in the

Overhead-Throwing Athlete: Epidemiology, Mechanisms of Injury, and Imaging Findings. **Radiology**, v. 286, n. 2, p. 370–387, 2018.

LIN, H.-T. et al. The changes in shoulder rotation strength ratio for various shoulder positions and speeds in the scapular plane between baseball players and non-players. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 27, n. 5, p. 1559–1563, 2015.

LIPPERT, L. S. **Cinesiologia Clínica e Anatomia**. 5. ed. [s.l.] Guanabara Koogan, 2013.

MAFFIULETTI, N. A. et al. Rate of force development: physiological and methodological considerations. **European Journal of Applied Physiology**, v. 116, n. 6, p. 1091–1116, 2016.

MALLIOU PC, GIANNAKOPOULOS K, BENEKA AG, GIOFTSIDOU A, G. G. Effective ways of restoring muscular imbalances of the rotator cuff muscle group: a comparative study of various training methods. **British Journal of Sports Medicine**, v. 38, n. 6, p. 766–772, 2004.

MANSKE, R. et al. Glenohumeral motion deficits: friend or foe? **International journal of sports physical therapy**, v. 8, n. 5, p. 537–553, 2013.

MENDONÇA, L. D. M. et al. Avaliação muscular isocinética da articulação do ombro em atletas da Seleção Brasileira de voleibol sub-19 e sub-21 masculino. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 16, n. 2, p. 107–111, abr. 2010.

MIYAZAKI, A. N. et al. Avaliação do ombro doloroso no jogador de beisebol. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 46, n. 2, p. 165–171, 2011.

MLYNAREK, R. A.; LEE, S.; BEDI, A. Shoulder Injuries in the Overhead Throwing Athlete. **Hand Clinics**, v. 33, n. 1, p. 19–34, fev. 2017.

MORENO-PÉREZ, V. et al. A comparative study of passive shoulder rotation range of motion, isometric rotation strength and serve speed between elite tennis players with and without history of shoulder pain. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 13, n. 1, p. 39–49, fev. 2018.

NADLER, S. F. Sport-specific shoulder injuries. **Nuclear Medicine and Radiologic Imaging in Sports Injuries**, v. 15, p. 285–297, 2015.

NEUMANN, D. A. **Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético**. 2ª edição ed. [s.l.] Elsevier, 2011.

NG, G. Y. F.; LAM, P. C. W. A Study of Antagonist/Agonist Isokinetic

Work Ratios of Shoulder Rotators in Men Who Play Badminton. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 32, n. 8, p. 399–404, 2002.

NOFFAL, G. J. Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. **American Journal of Sports Medicine**, v. 31, n. 4, p. 537–541, 2003.

REESER, J. C. et al. Risk Factors for Volleyball-Related Shoulder Pain and Dysfunction. **PM and R**, v. 2, n. 1, p. 27–36, 2010a.

REESER, J. C. et al. Upper Limb Biomechanics During the Volleyball Serve and Spike. **Sports Health**, v. 2, n. 5, p. 368–374, 2010b.

ROSE, M. B.; NOONAN, T. Glenohumeral internal rotation deficit in throwing athletes: current perspectives. **Open Access Journal of Sports Medicine**, v. Volume 9, p. 69–78, mar. 2018.

RUAS, C.; VIEIRA, A. Do Muscle Strength Imbalances and Low Flexibility Levels Lead to Low Back Pain? A Brief Review. **Journal of Functional Morphology and Kinesiology**, v. 2, n. 3, p. 29, 2017.

RUAS, C. V. et al. Specific joint angle assessment of the shoulder rotators. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 22, n. 3, p. 197–204, 2014.

RUAS, C. V. et al. Lower-extremity strength ratios of professional soccer players according to field position. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 29, n. 5, p. 1220–1226, 2015.

SACCOL, M. F. et al. Shoulder functional ratio in elite junior tennis players. **Physical Therapy in Sport**, v. 11, n. 1, p. 8–11, 2010.

SACCOL, M. F.; ALMEIDA, G. P. L.; DE SOUZA, V. L. Anatomical glenohumeral internal rotation deficit and symmetric rotational strength in male and female young beach volleyball players. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 29, p. 121–125, ago. 2015.

SACCOL, M. F.; ALMEIDA, G. P. L.; DE SOUZA, V. L. Anatomical glenohumeral internal rotation deficit and symmetric rotational strength in male and female young beach volleyball players. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 29, p. 121–125, 2016.

SCHWAB, L. M.; BLANCH, P. Humeral torsion and passive shoulder range in elite volleyball players. **Physical Therapy in Sport**, v. 10, n. 2, p. 51–56, 2009.

SCOVILLE, C. R. et al. End range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios: a new perspective in shoulder strength assessment. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 25, n. 3, p. 203–7,

1997.

SEMINATI, E.; MINETTI, A. E. Overuse in volleyball training/practice: A review on shoulder and spine-related injuries. **European Journal of Sport Sciencejournal of sport science**, v. 13, n. 6, p. 732–43, 2013.

SHIN, S. H. et al. Within-day reliability of shoulder range of motion measurement with a smartphone. **Manual Therapy**, v. 17, n. 4, p. 298–304, 2012.

SONZA, A.; ANDRADE, M. C. DE. Análise das curvas de torque isocinético em movimentos do ombro. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 18, n. 2, p. 91–94, 2012.

STICKLEY, C. D. et al. Isokinetic peak torque ratios and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes. **Journal of Athletic Training**, v. 43, n. 6, p. 571–577, 2008.

WILK, K. E. et al. Shoulder Injuries in the Overhead Athlete. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 39, n. 2, p. 38–54, fev. 2009.

ZAREMSKI, J. L.; WASSER, J. G.; VINCENT, H. K. Mechanisms and treatments for shoulder injuries in overhead throwing athletes. **Current Sports Medicine Reports**, v. 16, n. 3, p. 179–188, 2017.



**APÊNDICE A – Questionário de lesão e dor****QUESTIONÁRIO**

1. NOME:

\_\_\_\_\_

2. DATA DE NASCIMENTO: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

3. IDADE: \_\_\_\_\_

4. DATA DE REALIZAÇÃO DO QUESTIONÁRIO: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

5. HÁ QUANTOS ANOS PRATICA VOLEIBOL: \_\_\_\_\_

6. NÍVEL COMPETIÇÃO: ( ) REGIONAL ( ) ESTADUAL ( ) NACIONAL

7. POSIÇÃO EM JOGO: \_\_\_\_\_

8. LADO PREFERENCIAL: ( ) DIREITO ( ) ESQUERDO ( ) AMBOS

9. TREINAMENTO HABITUAL TÉCNICO/TÁTICO (Nº DE TREINOS E HORAS POR SEMANA): \_\_\_\_\_

10. TREINAMENTO HABITUAL FÍSICO (Nº DE TREINOS E HORAS POR SEMANA): \_\_\_\_\_

11. DE 1 a 10, QUÃO CANSADO VOCÊ SE SENTE APÓS UM DIA DE TREINAMENTO, SENDO 1 DESCANSADO E 10 EXAUSTO:

\_\_\_\_\_

12. ASSINALE O LOCAL DAS LESÕES QUE VOCÊ JÁ TEVE:

( ) CRÂNIO

( ) NARIZ

( ) BOCA

( ) MANDÍBULA (QUEIXO)

( ) COLUNA CERVICAL (PESCOÇO)

- TÓRAX/ PEITO/COSTELAS  
 OMBRO  
 BRAÇO  
 COTOVELO  
 ANTEBRAÇO  
 PUNHO  
 MÃOS E DEDOS  
 QUADRIL  
 COXA  
 JOELHO  
 PERNA  
 TORNOZELO  
 PÉS E DEDOS  
 OUTROS,  
 QUAL(IS)? \_\_\_\_\_

SE NAS LESÕES VOCÊ ASSINALOU OMBRO, ESPECIFIQUE COM DETALHES:

13. DATA DA LESÃO: \_\_\_\_\_

14. MEMBRO QUE OCORREU A LESÃO:

- LADO DOMINANTE     LADO NÃO DOMINANTE

15. EVENTO ONDE OCORREU:

- TREINO                       COMPETIÇÃO

OUTRAS: \_\_\_\_\_

16. DIAGNÓSTICO:

- CONTUSÃO  
 FRATURA  
 ENTORSE  
 LUXAÇÃO  
 TENDINITE  
 LESÃO MUSCULAR  
 OUTRO: \_\_\_\_\_

17. TRATAMENTO: ( ) IMOBILIZAÇÃO ( ) REPOUSO ( )  
FISIOTERAPIA ( ) CIRURGIA ( ) OUTRO:

---

18. TEMPO DE TRATAMENTO: \_\_\_\_\_

19. RETORNO AO ESPORTE EM QUANTO TEMPO? \_\_\_\_\_

20. AO RETORNAR, COMO VOCÊ PODERIA CLASSIFAR O SEU  
DESEMPENHO?

( ) IGUAL ( ) MELHOR ( ) PIOR

**SOBRE DOR NO OMBRO**

21. VOCÊ SENTE DOR NO OMBRO RELACIONADA A PRÁTICA  
DO VOLEIBOL?

( ) SIM ( ) NÃO

22. EM QUE MOMENTO?

( ) DURANTE PRÁTICA ( ) DEPOIS DA PRÁTICA

23. DE QUE FORMA COMEÇOU:

( ) INÍCIO SÚBITO ( ) FORMA PROGRESSIVA

24. A DOR OCORRE DE FORMA:

( ) AGUDA ( ) CRÔNICA

25. TIPO DE DOR:

( ) QUEIMAÇÃO ( ) PONTADA ( ) PULSÁTIL ( ) FISGADA

( ) PROFUNDA ( ) SUPERFICIAL

26. QUAL A INTENSIDADE DA DOR, SENDO 1 FRACO E 10 O  
MÁXIMO:

1 - 2 - 3 - 4 - 5 - 6 - 7 - 8 - 9 - 10

27. A DOR CAUSA IMPEDIMENTO EM ALGUMA TAREFA OU  
MOVIMENTO:

( ) NÃO ( ) SIM

28. A DOR É ACOMPANHADA DE MAIS ALGUM SINTOMA:

( ) NÃO ( ) SIM: \_\_\_\_\_



## **APÊNDICE B - Termo de Consentimento**

### **UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA CENTRO DE DESPORTOS PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

Participante nº: \_\_\_\_\_

Investigador: Prof. Leandro Garcias

Pesquisadora Responsável: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Cíntia de la Rocha Freitas

Título do projeto: EQUILÍBRIO MUSCULAR E AMPLITUDE DE MOVIMENTO NOS MÚSCULOS ROTADORES DO OMBRO EM ATLETAS DE VOLEIBOL DE DIFERENTES NÍVEIS DE PRÁTICA.

### **TERMO DE CONSENTIMENTO**

Este documento que você está lendo é chamado de Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Ele contém explicações sobre o estudo que você está sendo convidado a participar. Antes de decidir se deseja participar (de livre e espontânea vontade), você deverá ler e compreender todo o conteúdo. Ao final, caso decida participar, você será solicitado a assiná-lo e receberá uma cópia do mesmo. Antes de assinar, sinta-se à vontade para esclarecer suas dúvidas. A equipe deste estudo responderá às suas perguntas a qualquer momento (antes, durante e após o estudo). Sua participação é voluntária, o que significa que você poderá desistir a qualquer momento, retirando seu consentimento, sem que haja qualquer constrangimento, bastando entrar em contato com um dos pesquisadores responsáveis.

Você está sendo convidado a participar como voluntário da pesquisa de mestrado “EQUILÍBRIO MUSCULAR E AMPLITUDE DE MOVIMENTO NOS MÚSCULOS ROTADORES DO OMBRO EM ATLETAS DE VOLEIBOL DE DIFERENTES NÍVEIS DE PRÁTICA” que está vinculado ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), ao Centro de Desportos (CDS) e ao Laboratório de Biomecânica (BIOMEC) da mesma universidade.

Este estudo tem por objetivo avaliar o equilíbrio muscular e a amplitude de movimento dos músculos rotadores do ombro em jogadores de voleibol de diferentes níveis de prática (controle, recreacional e

treinamento). Você será considerado apto a participar deste estudo se: I) for fisicamente ativo (grupo controle) ou atender ao tempo mínimo de prática na modalidade (grupos recreacional e treinamento); II) participar de competições federadas (grupo treinamento); III) não possuir comprometimentos musculoesqueléticos que impeçam a realização dos testes.

Esta pesquisa tem como justificativa o interesse em descrever a força e amplitude de movimento no ombro dos atletas nos diferentes níveis de prática do voleibol, informação que poderá ser utilizada por técnicos e profissionais na prescrição do treinamento de atletas, melhorando o desempenho e prevenindo dores e lesões decorrentes da prática esportiva. O projeto segue as disposições da resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde, respeitando o indivíduo e suas coletividades através dos referenciais básicos da bioética, que asseguram os direitos e deveres que dizem respeito à comunidade científica, aos participantes da pesquisa e ao Estado.

Você será avaliado pelos seguintes questionários e testes: a) “Questionário do histórico de lesões e dor”: questões de múltipla escolha e de preenchimento; b) “Escala ASES”: escala que avalia a funcionalidade do ombro através de questões de múltipla escolha; c) “Avaliação Antropométrica”: medida de peso, estatura e dobras cutâneas; d) “Avaliação de amplitude de movimento”: realizada por goniometria; e) “Avaliação de força muscular”: realizada em um dinamômetro isocinético. As avaliações serão realizadas pela equipe de pesquisa em um único dia de visita ao laboratório e terão duração aproximada de 1 hora e 15 minutos.

A sua participação não gerará custos a você, os custos de traslado para as avaliações serão arcados pelo pesquisador principal quando necessário. Mas, a sua participação poderá gerar os seguintes riscos: cansaço, irritação, constrangimento, quebra de sigilo, dores musculares temporárias. Porém, você estará contribuindo para a nossa melhor compreensão a respeito do perfil de atletas de voleibol, podendo gerar futuros estudos que auxiliem os técnicos e profissionais do esporte a prescrever treinos que melhorem o desempenho e previnam lesões em jogadores da modalidade. Neste sentido, qualquer despesa com relação à sua participação ou com danos decorrentes da pesquisa será de inteira responsabilidade do pesquisador principal arcar com prejuízos e custos, além de realizar o ressarcimento em dinheiro quando pertinente, conforme Resolução 466/12, no qual lhe acompanhará até local específico (hospital, clínica, centro de saúde, etc.) para reparar os danos gerados sem custos para você ou para o local.

Você receberá um código que será utilizado em seu questionário e sua identidade não será revelada. Seus dados serão apresentados em relatórios estatísticos agrupados sem nenhuma identificação. Os dados coletados serão utilizados em publicações relacionadas a esta pesquisa. A sua identidade será sigilosamente preservada e as informações fornecidas serão administradas unicamente pelos pesquisadores, e serão arquivadas durante cinco (05) anos, e utilizadas em publicações relacionadas exclusivamente com este estudo. Passado o período de cinco (05) anos, todos os registros de suas informações serão definitivamente descartados.

A sua participação é voluntária e você tem o direito de se retirar por qualquer razão e a qualquer momento, sem prejuízo para sua pessoa. Nenhum pagamento adicional será dado para participar deste estudo. Você poderá tirar quaisquer dúvidas que venham a surgir sobre a pesquisa com:

-Mdo. Leandro Garcias

R. Vereador Frederico Veras, s. número – Bairro Pantanal - Laboratório de Biomecânica, Centro de Desportos, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) - Telefone: (54) 99614 8607; E-mail: leandrogarcias92@gmail.com

-Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Cíntia de la Rocha Freitas

R. Vereador Frederico Veras, s. número – Bairro Pantanal - Laboratório de Biomecânica, Centro de Desportos, Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) - Telefone: (48) 3721 9462; E-mail: cintiadelarocha@gmail.com

-Comitê de Ética em Pesquisa - UFSC (Universidade Federal de Santa Catarina)

R. Desembargador Vitor Lima, n° 222, 4° andar, sala 401 – Bairro Trindade; Telefone: (48) 3721 6094

Duas vias deste documento estão sendo rubricadas e assinadas por você e pelo pesquisador responsável. Guarde cuidadosamente a sua via, pois é um documento que traz importantes informações de contato e garante os seus direitos como participante da pesquisa.

Eu, \_\_\_\_\_  
li e entendi toda a informação passada sobre o estudo, sendo os objetivos e procedimentos satisfatoriamente explicados. Eu tive tempo suficiente para considerar a informação acima e tive a oportunidade de esclarecer

todas as minhas dúvidas. Estou assinando este termo voluntariamente e tenho direito de agora ou mais tarde discutir quaisquer dúvidas que eu venha ter sobre a pesquisa com um dos pesquisadores responsáveis ou com o comitê de ética em pesquisas da Universidade Federal de Santa Catarina. Assinando este termo de consentimento, estou indicando que concordo em participar deste estudo.

_____	_____
Assinatura do Participante	Data
_____	_____
Assinatura da Testemunha	Data

#### DECLARAÇÃO DO INVESTIGADOR:

Eu, \_\_\_\_\_  
certifico que, salvo melhor juízo, o participante entendeu a natureza, benefícios e riscos envolvidos com este estudo. Certifico também, que o projeto cumpriu com todas as exigências contidas na Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

_____	_____
Prof. Leandro Garcias Pesquisador Principal	Data
_____	_____
Prof. <sup>a</sup> Dr. <sup>a</sup> Cíntia de la Rocha Freitas Pesquisadora Responsável	Data

## TERMO DE ASSENTIMENTO

Você está sendo convidado para participar da pesquisa “Avaliação de equilíbrio muscular e amplitude de movimento nos músculos rotadores do ombro em atletas de voleibol de diferentes níveis de prática”. Seus pais permitiram que você participe. Com este estudo, pretende-se descrever a força e amplitude de movimento no ombro dos atletas nos diferentes níveis de prática, informação que poderá ser utilizada por técnicos e profissionais na prescrição do treinamento de atletas, melhorando o desempenho e prevenindo dores e lesões decorrentes da prática esportiva. Você não precisa participar da pesquisa se não quiser, é um direito seu. Não terá nenhum problema se desistir.

A pesquisa será aplicada por meio de questionários e testes de força e amplitude de movimento. Ocorrerá no Centro de Esportes da Universidade Federal de Santa Catarina. A sua participação não gerará custos a você, mas poderá gerar os seguintes riscos: cansaço, irritação, constrangimento, quebra de sigilo, dores musculares temporárias. Porém, você estará contribuindo para a nossa melhor compreensão a respeito do perfil de atletas de voleibol, podendo gerar futuros estudos que auxiliem os técnicos e profissionais do esporte a prescrever treinos que melhorem o desempenho e previnam lesões em jogadores da modalidade.

Ninguém saberá que você está participando da pesquisa, não falarei a outras pessoas, nem darei a estranhos as informações que você me der. Os resultados da pesquisa poderão ser publicados, mas sem identificar quem você é. Se você tiver alguma dúvida, você pode me procurar pelo telefone (48) 3721 9462 – Cintia de la Rocha Freitas.

Eu \_\_\_\_\_ aceito participar da pesquisa “Avaliação de equilíbrio muscular e amplitude de movimento nos músculos rotadores do ombro em atletas de voleibol de diferentes níveis de prática”. Entendi que posso dizer “sim” e participar, mas que, a qualquer momento, posso dizer “não” e desistir sem problemas. Os pesquisadores tiraram minhas dúvidas e de meus responsáveis. Recebi uma cópia deste termo de assentimento, li e concordo em participar da pesquisa.

Florianópolis, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2018.

---

Assinatura do participante

---

Assinatura da pesquisadora



## ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
SANTA CATARINA - UFSC



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** EQUILÍBRIO MUSCULAR E AMPLITUDE DE MOVIMENTO NOS MÚSCULOS ROTADORES DO OMBRO EM JOGADORES DE VOLEIBOL DE DIFERENTES NÍVEIS DE PRÁTICA

**Pesquisador:** Cintia de la Rocha Freitas

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 89135618.0.0000.0121

**Instituição Proponente:** UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 2.730.280

#### **Apresentação do Projeto:**

Projeto de pesquisa de mestrado de Leandro Garcia, orientado por Cintia de la Rocha Freitas (pesquisadora responsável). O trabalho visa verificar a influência da amplitude de movimento e do equilíbrio muscular na incidência de lesões e na funcionalidade do ombro em jogadores de voleibol. Os participantes serão avaliados a partir de diferentes questionários e testes. Será avaliado pelos seguintes questionários e testes. As avaliações serão realizadas pela equipe de pesquisa em um único dia de visita ao laboratório e terão duração aproximada de 1 hora e 15 minutos. Os pesquisadores pretendem convidar ao todo 45 participantes com idades entre 15 e 25 anos.

#### **Objetivo da Pesquisa:**

**Objetivo Primário:** Analisar o torque e a ADM dos músculos RI e RE do ombro preferencial e não preferencial em três diferentes grupos: controle, recreacional e treinamento, verificando a relação entre desequilíbrios musculares e alterações na ADM.

**Objetivo Secundário:** Verificar a influência da amplitude de movimento e do equilíbrio muscular na incidência de lesões e na funcionalidade do ombro.

#### **avaliação dos Riscos e Benefícios:**

**Riscos:** Cansaço, Irritação, constrangimento, quebra de sigilo, dores musculares temporárias.

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R. Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401  
Bairro: Trindade CEP: 88.040-400  
UF: SC Município: FLORIANÓPOLIS  
Telefone: (48)3721-8004 E-mail: cep.propesq@contato.ufsc.br

Continuação do Parecer: 2.730.280

**Benefícios:** Contribuir para a melhor compreensão a respeito do perfil de atletas de vôleibol, podendo gerar futuros estudos que auxiliem os técnicos e profissionais do esporte a prescrever treinos que melhorem o desempenho e previnam lesões em jogadores da modalidade.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

A pesquisa é relevante pois possibilitará compreender a incidência de lesões de ombros em jogadores de vôleibol.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

**Autorização:** Diretor do Centro de Desportos - Assinatura do diretor Renato Peretra Moro – assina afirmando que cumprirá a 466/12.

**Autorização:** Associação Desportiva E Cultural Terra Firme – Assinatura do presidente de Renato Volpato Nandi - assina afirmando que cumprirá a 466/12.

**Folha de Rosto:** Área da saúde, Item 3 área temática em branco; Cintia de la Rocha Freitas (Pesquisadora responsável); Universidade Federal de Santa Catarina (Instituição proponente); Juliano dal Pupo (Subcoordenador do programa de Pós-graduação em Educação Física)

**Cronograma:** Início da coleta de dados Junho e final Agosto de 2018.

**Orçamento:** Recursos próprios.

**Métodos de coleta de dados:** Questionário do histórico de lesões e dor, Escala ASES, Avaliação Antropométrica, Avaliação de amplitude de movimento, Avaliação de força muscular.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

O autor fez as correções conforme solicitado.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PE_INFORMACOES_BASICAS_DO_PROJETO_1108684.pdf	08/06/2018 12:58:59		Aoito
Outros	RESPOSTA_AS_PENDENCIAS.docx	08/06/2018 12:58:06	LEANDRO GARCIAS	Aoito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Declaracao_CDS_UFSC.pdf	08/06/2018 12:56:34	LEANDRO GARCIAS	Aoito

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401  
 Bairro: Trindade CEP: 88.040-400  
 UF: SC Município: FLORIANOPOLIS  
 Telefone: (48)3721-6094 E-mail: cep.propesq@contato.ufsc.br

Continuação do Parecer: 2.730.200

TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Termo_de_Assentimento.pdf	08/06/2018 12:41:07	LEANDRO GARCIA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	08/06/2018 12:39:21	LEANDRO GARCIA	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	03/05/2018 17:00:14	LEANDRO GARCIA	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO.pdf	02/05/2018 00:28:43	LEANDRO GARCIA	Aceito
Orçamento	ORCAMENTO.docx	01/05/2018 23:36:31	LEANDRO GARCIA	Aceito
Cronograma	CRONOGRAMA.docx	01/05/2018 23:31:23	LEANDRO GARCIA	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

FLORIANOPOLIS, 22 de Junho de 2018

Assinado por:  
Nelson Canzian da Silva  
(Coordenador)

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R. Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 401  
 Bairro: Trindade CEP: 88.040-400  
 UF: SC Município: FLORIANOPOLIS  
 Telefone: (48)3721-6094 E-mail: cep.propesq@contato.ufsc.br