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

**Efeito imediato e crônico do treinamento de equilíbrio nas variáveis
biomecânicas de atletas**

GIOVANA DUARTE ELTZ

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

**Rio Claro – SP
Setembro - 2018**

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

**Efeito imediato e crônico do treinamento de equilíbrio nas variáveis
biomecânicas de atletas**

GIOVANA DUARTE ELTZ

Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

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

**Rio Claro – SP
Setembro - 2018**

E51e	<p>Eltz, Giovana Duarte</p> <p>Efeito imediato e crônico do treinamento de equilíbrio nas variáveis biomecânicas de atletas / Giovana Duarte</p> <p>Eltz. -- Rio Claro, 2018</p> <p>108 p. : il., tabs., fotos</p> <p>Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Biociências, Rio Claro</p> <p>Orientador: Mauro Gonçalves</p> <p>1. Treinamento sensorio-motor. 2. Efeito imediato. 3. Instabilidade. 4. Propriocepção. I. Título.</p>
------	--

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca do Instituto de Biociências, Rio Claro. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.


CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA TESE: EFEITO IMEDIATO E CRÔNICO DO TREINAMENTO DE EQUILÍBRIO NAS VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DE ATLETAS

AUTORA: GIOVANA DUARTE ELTZ

ORIENTADOR: MAURO GONÇALVES

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



Prof. Dr. MAURO GONÇALVES

Departamento de Educação Física / UNESP - Instituto de Biociências de Rio Claro - SP



Prof. Dr. ADALGISO COSCRATO CARDOZO

Departamento de Educação Física / UNESP - Instituto de Biociências de Rio Claro - SP

Prof. Dr. ULYSSES FERNANDES ERVILHA

Escola de Artes, Ciências e Humanidades / Universidade de São Paulo - SP



Prof. Dra. CAMILA COELHO GRECO

Departamento de Educação Física / UNESP - Instituto de Biociências de Rio Claro - SP

Prof. Dr. CÍNTIA MUSSI ALVIM STOCCHERO

Campus Restinga / Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Sul - Porto Alegre / RS

Rio Claro, 05 de setembro de 2018

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Rejane e Eduardo, que sempre acompanharam e apoiaram o meu sonho de ser fisioterapeuta desde a minha primeira cirurgia de joelho em 1998. Me motivaram a ser professora e me acompanharam por mais de 10 anos de estudo até finalizar o doutorado. Por muitas vezes se doaram e renunciaram aos seus sonhos, para que eu pudesse realizar os meus. Quero dizer que essa conquista não é só minha, mas nossa. Sempre me ensinaram agir com respeito, simplicidade, dignidade, honestidade e amor ao próximo.

Ao Rodrigo, por sempre estar ao meu lado mesmo longe, pela paz nos momentos em que me encontrei incapaz de prosseguir.

Tudo que consegui só foi possível graças ao amor, apoio e dedicação que vocês três sempre tiveram por mim.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente ao meu orientador, professor Mauro Gonçalves, por ter me acolhido em seu laboratório, por ter acreditado no meu trabalho, por me dar a oportunidade de aprender com ele e com o grupo tudo que sei sobre biomecânica. Principalmente por sua orientação em relação a nossa pesquisa e pelos desafios propostos nestes três anos de doutorado.

Ao professor Adalgiso por todas as contribuições na pesquisa, na minha formação como doutora e pela paciência de me ensinar, em diversas reuniões, sobre rotinas e processamento de dados. Ao professor Ulysses pelas contribuições na minha qualificação e pela dedicação do seu tempo em auxiliar esta pesquisa. As professoras Camila e Cíntia, por aceitarem o convite, participarem e contribuírem com a tese. Camila sempre muito disposta a ajudar, obrigada por sua simplicidade e disponibilidade. Cintia, obrigada por me acompanhar desde 2007 na minha formação, tu és uma inspiração para mim.

Aos integrantes do LABIOMEC que me ajudaram em todos os momentos possíveis. Renata por sempre estar disponível para ajudar e ouvir. Em muitos momentos chorei com você pelas indecisões e problemas destes três anos. Marina, que considero hoje uma aluna, filha e acima de tudo uma grande amiga, espero ter contribuído no teu crescimento assim como tu contribuiu com o meu, tu sempre estarás no meu coração. Carol, pela tua dedicação a minha pesquisa, por sempre me ajudar incondicionalmente, por ser essa parceira de pesquisa que todo mundo merece ter. Ao André, Denise, Amanda e Karina, obrigada por permitir que eu pudesse passar a vocês tudo que aprendi nesses anos de estudo. Obrigada pela ajuda nas coletas, sem vocês tudo teria sido muito mais difícil. Somos um grupo muito bom, tenho orgulho de todos vocês, vocês são dedicados, contem sempre comigo.

Ao Lucas, por não deixar eu desistir da Biomecânica, mesmo nos momentos de desespero quando parecia que não conseguiríamos dar aula, tu nunca desististe e sempre me motivaste, tu és extremamente especial para mim.

Aos meus amigos de Porto Alegre por entender que não seria possível ir para casa com a frequência que eu gostaria. Aos amigos que fiz em Rio Claro

que sempre me motivaram e me ensinaram muito e foram essenciais para a minha permanência na cidade.

A todos os meus alunos (UNESP, Anhanguera e UNICAMP), pela paciência de me ouvir, por me ensinar e me motivar ser cada vez melhor em sala de aula, que é exatamente o lugar que eu mais gosto de estar.

Aos meus pais, palavras não descrevem a minha gratidão por eles, que são a minha base. Tivemos momentos difíceis nesses últimos anos, mas nunca deixaremos de ser unidos. Vocês são os melhores que eu poderia ter, meu amor por vocês é infinito, agradeço cada segundo a oportunidade de ter vocês na minha vida. Obrigada por entender a minha mudança para Rio Claro, por todo apoio, por me visitar e acima de tudo por me motivar a seguir o meu sonho de ser doutora. Amo vocês, mesmo longe, vocês estão sempre comigo. Ao Diego, meu irmão, e Aline, minha cunhada, por todo incentivo e apoio para finalizar esta etapa, eles como doutorandos entendem como o processo pode ser difícil, mas gratificante.

A família do Rodrigo, que me acolheu como uma filha e nunca deixou faltar nada nesses anos que estive em Rio Claro, vocês são parte da realização deste sonho. Obrigada por entender a minha ausência em determinados momentos e acima de tudo pelo carinho de vocês comigo.

Ao Rodrigo, o grande amor da minha vida, razão pela qual vim para Rio Claro e me motivou a entrar no Doutorado da UNESP, mesmo pensando o quanto seria difícil. Obrigada por todas as aulas de física que tu me deste para eu entender melhor biomecânica, por toda a dedicação e paciência que tu tiveste comigo durante esses anos. Sei que não foi fácil, principalmente quando ficamos mais de um ano separados quando tu mudaste para São Paulo e eu tive que ficar em Rio Claro. Obrigada por acreditar no meu trabalho, por me sustentar quando não tive bolsa, por me amar e cuidar de mim com tanto carinho e dedicação. Sem você nada disso seria possível.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

RESUMO

O equilíbrio é um pré-requisito importante para o aprendizado de habilidades motoras complexas e estão relacionadas ao esporte, desde a juventude até a idade adulta. O desempenho do equilíbrio vem sendo associado a melhora do desempenho atlético (ou seja, saltos verticais, sprints, tarefas de mudança de direção) e até mesmo está sendo considerado uma condição importante para o atleta tornar-se de alto nível. Atualmente equipes e atletas estão utilizando o treino de equilíbrio como uma modalidade de exercício para melhorar o equilíbrio, prevenir lesões nas extremidades inferiores, reabilitar a propriocepção e função neuromuscular. Este treinamento, tem como objetivo gerar instabilidade ao atleta e com isso gerar melhora do controle postural, propriocepção e alguns casos força. A melhora controle postural se dá através dos mecanismos neuronais, envolvendo redes espinhais e supraespinhais. No nível da coluna vertebral, o treino de equilíbrio inibe a excitabilidade reflexa espinhal devido a um aumento na inibição pré-sináptica. Melhorias no desempenho do equilíbrio estão associadas a redução da excitabilidade córticoespinal e cortical (nível supraespinhal), gerando regulações no reflexo. Além disso, adaptações favoráveis após treinamento de equilíbrio podem estar associadas as mudanças estruturais na massa cinzenta e substância branca no lobo pré-frontal em indivíduos jovens saudáveis. Portanto, mudanças geradas no Sistema Nervoso Central (SNC) podem contribuir na melhora do desempenho do equilíbrio e nos efeitos que tendem a prevenir as lesões. Apesar do treinamento equilíbrio ser uma ferramenta efetiva para a melhoria do controle postural e variáveis neuromusculares, ainda há contradição na literatura em relação aos seus efeitos no desempenho de atletas e pouco se sabe sobre o efeito imediato deste treinamento. Preparadores físicos e fisioterapeutas devem considerar que os indivíduos submetidos a treinos de equilíbrio possam apresentar déficit imediato. O objetivo desta pesquisa é determinar quais parâmetros biomecânicos são influenciados após o treinamento equilíbrio em atletas de forma imediata e crônica. As coletas foram realizadas em 45 participantes do sexo feminino e 15 do masculino com idade entre 18 e 35 anos, sendo que para o experimento 1 e 2 foram avaliadas trinta jogadoras de basquete, no experimento 3 atletas de diversas modalidades, quinze mulheres e quinze homens. No experimento 1 e 3

foram realizadas avaliações imediatamente após o treinamento de equilíbrio, 15 minutos e 30 minutos. No experimento 1 foram avaliadas as variáveis de equilíbrio (área, comprimento e velocidade do centro de pressão - COP) e do salto contramovimento (altura e força de reação do solo na aterrissagem), já no experimento 3 foram realizados testes isométricos e isocinético para verificação do torque e com eletromiografia nos músculos reto femoral, vasto lateral e vasto medial para cálculos da eficiência neuromuscular. No experimento 2 foi realizado treinamento equilíbrio com jogadoras de basquete por oito semanas. Foram divididas em dois grupos (controle e treinamento), realizaram avaliações pré e pós treinamento. As avaliações realizadas foram senso de posição ativa, cinestesia, teste isométrico e teste isocinético de joelho dominante, equilíbrio unipodal e salto contramovimento. Após a verificação da normalidade (Shapiro-Wilk) e homogeneidade (Levene), foi utilizado o teste T independente para comparar as variáveis dependentes entre grupos. Para verificar o efeito do treinamento de equilíbrio, foi aplicada a análise de variância (ANOVA) *two-way*. Na sequência utilizou-se a ANOVA *one way*, com correção de *Bonferroni* para análises par a par quando encontradas interações ou quando encontrados somente efeitos principais. Para todas as variáveis foram adotados o nível de significância de $\alpha < 0.05$. Após 8 semanas de treino, o grupo treinamento melhorou o desempenho do salto, do equilíbrio olhos fechado e olhos aberto membro não dominante, do senso de posição, torque isométrico e isocinético, mas não apresentou melhora no equilíbrio olhos abertos membro dominante e cinestesia. Já no efeito imediato apenas a altura do salto contramovimento não apresentou déficit imediatamente pós o treino de equilíbrio. As demais variáveis, força de reação do solo, equilíbrio unipodal, torque isométrico, torque isocinético e eficiência neuromuscular apresentaram déficit imediatos ao treino e algumas delas levando não retornaram ao valor basal após 30 minutos de treino.

PALAVRAS CHAVE: treinamento sensório-motor, efeito imediato, instabilidade e propriocepção.

ABSTRACT

Balance is an important prerequisite for learning complex, life-related motor skills. Balance performance has been associated with improved athletic performance (ie, vertical jumps, sprints, change-of-direction tasks) and is even considered to be an important condition for the athlete to become a high-level athlete. Currently teams and athletes are using balance training as an exercise modality to improve balance, prevent injury to the lower extremities, rehabilitate proprioception and neuromuscular function. This training aims to generate instability to the athlete and with that improves athletes' postural control through neuronal mechanisms, involving spinal and supraspinal networks. At the spinal level, balance training appears to inhibit spinal reflex excitability due to an increase in presynaptic inhibition. Improvements in balance performance can be associated with substantially reduce corticospinal and cortical excitability so that the training-induced reflex down-regulation is associated with improvements in balance performance (supraspinal level). In addition, favorable adaptations after balance training may be associated with structural changes in gray matter and white matter in the prefrontal lobe in healthy young subjects. Therefore, changes generated in the Central Nervous System (CNS) may contribute to improved balance performance and to effects that tend to prevent injury. Although balance training is an effective tool for the improvement of postural control and neuromuscular variables, there is still contradiction in the literature regarding its effects on the performance of athletes and little is known about the immediate effect of this training. Physical trainers and physiotherapists should consider that individuals submitted to balance training may present immediate deficit. The aim of this research is to determine which biomechanical parameters are influenced after the balance training in athletes immediately and chronically. The samples were collected in 45 female participants and 15 male participants aged 18 to 35 years. For the experiment 1 and 2, thirty basketball players were evaluated, in the experiment 3 athletes of various modalities, fifteen women and fifteen men. In experiments 1 and 3, evaluations were performed immediately after the balance training, 15 minutes and 30 minutes. In the experiment 1, were evaluated the variables of balance and countermovement jump, and in the experiment 3, was performed isometric and isokinetic tests with electromyography in the rectus

femoris, vastus lateralis and vastus medialis muscles. In experiment 2, balance training was performed with basketball players for eight weeks. They were divided into two groups (control and training), performed pre and post training assessments. The evaluations performed were a sense of active position, kinesthesia, isometric test and isokinetic test of dominant knee, unipodal balance and countermovement jump. After verification of normality (Shapiro-Wilk) and homogeneity (Levene), the independent T-test was used to compare the dependent variables between groups. To verify the effect of the balance training, the ANOVA two-way was applied. An ANOVA one way, with Bonferroni correction, was used for parity analyzes when interactions were found or when only main effects were found. For all variables, the level of significance of $\alpha < 0.05$ was adopted. After 8 weeks of training, the training group improved the performance of the jump, the closed eyes balance and open eyes non-dominant limb, the sense of position, isometric and isokinetic torque, but did not show improvement in the open eyes limb dominant balance and kinesthesia. Already in the immediate effect only the height of the countermovement jump did not present deficit immediately after the balance training. The other variables, ground reaction force, unipodal balance, isometric torque, isokinetic torque and neuromuscular efficiency presented immediate training deficit, and some of them did not return to baseline after 30 minutes of training

KEYWORDS: sensorimotor training, immediate effect, instability and proprioception.

LISTA DE FIGURAS

1	Fluxograma do Experimento 1.	39
2	Exercício unipodal com troca de direção.	40
3	Agachamento bipodal no BOSU.	40
4	Agachamento unipodal no BOSU.....	41
5	Equilíbrio unipodal no balancim.....	41
6	Equilíbrio unipodal no balancim com movimento do membro oposto.....	42
7	Salto com objetivo de pegar a bola.....	42
8	Fluxograma experimento 2.	43
9	Equilíbrio unipodal no BOSU de olhos fechados.....	44
10	Equilíbrio unipodal no balancim quicando bola.....	45
11	Fluxograma experimento 3.....	46

LISTA DE TABELAS

1. **Dados antropométricos do grupo controle e grupo treinamento referente ao Experimento 1. 53**
2. **Dados antropométricos do grupo controle e grupo treinamento referente ao Experimento 2. 66**
3. **Dados antropométricos do grupo de homens e mulheres referente ao Experimento 3. 79**

LISTA DE GRÁFICOS

1. **Dados de FRS do salto contramovimento pré, pós, pós15 e pós30.**
(Experimento 1) 54
2. **Dados de área do COP do equilíbrio olhos abertos membro dominante pré, pós, pós15 e pós30.** (Experimento 1) 55
3. **Dados de velocidade do COP do equilíbrio olhos abertos membro dominante pré, pós, pós15 e pós30.** (Experimento 1) 56
4. **Dados de comprimento do COP do equilíbrio olhos abertos membro dominante pré, pós, pós15 e pós30.** (Experimento 1) 57
5. **Dados de área do COP do equilíbrio olhos abertos membro não dominante pré, pós, pós15 e pós30.** (Experimento 1) 58
6. **Dados de velocidade do COP do equilíbrio olhos abertos membro não dominante pré, pós, pós15 e pós30.** (Experimento 1) 59
7. **Dados de comprimento do COP do equilíbrio olhos abertos membro não dominante pré, pós, pós15 e pós30.** (Experimento 1) 60
8. **Dados de área do COP do equilíbrio olhos fechados membro dominante pré, pós, pós15 e pós30.** (Experimento 1) 61
9. **Dados de velocidade do COP do equilíbrio olhos fechados membro dominante pré, pós, pós15 e pós30.** (Experimento 1) 62
10. **Dados de comprimento do COP do equilíbrio olhos fechados membro dominante pré, pós, pós15 e pós30.** (Experimento 1) 63
11. **Dados de área do COP do equilíbrio olhos fechados membro não dominante pré, pós, pós15 e pós30.** (Experimento 1) 64
12. **Dados de velocidade do COP do equilíbrio olhos fechados membro não dominante pré, pós, pós15 e pós30.** (Experimento 1) 65
13. **Dados de comprimento do COP do equilíbrio olhos fechados membro não dominante pré, pós, pós15 e pós30.** (Experimento 1) 66
14. **Dados de altura e FRS salto Contramovimento pré e pós 8 semanas.**
(Experimento 2) 68
15. **Dados de equilíbrio olhos abertos membro não dominante pré e pós 8 semanas.** (Experimento 2) 70

16.Dados de equilíbrio olhos fechados membro dominante pré e pós 8 semanas (Experimento 2)	72
17.Dados de equilíbrio olhos fechados membro não dominante pré e pós 8 semanas (Experimento 2)	74
18.Dados de acurácia e precisão do senso de posição pré e pós 8 semanas. (Experimento 2)	76
19.Dados de Pico de torque isocinético 60°/s e isométrico pré e pós 8 semanas. (Experimento 2)	78
20.Dados de Pico de torque isocinético 60°/s de extensores pré, pós, pós15 e pós30. (Experimento 3)	80
21.Dados de Pico de torque isocinético 60°/s de flexores pré, pós, pós15 e pós30. (Experimento 3)	81
22.Dados de Pico de torque isométrico de extensores pré, pós, pós15 e pós30. (Experimento 3)	82
23.Dados de eficiência neuromuscular no teste isométrico pré, pós, pós15 e pós30. (Experimento 3)	83

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	16
2. REVISÃO DE LITERATURA	19
2.1. Propriocepção	19
2.1.1 Mecanorreceptores	20
2.1.1.1 <i>Proprioceptores Articulares</i>	20
2.1.1.2 <i>Proprioceptores musculares</i>	21
2.2. Formas de avaliação da propriocepção (diretas e indiretas)	23
2.2.1 <i>Senso de Posição Articular (SPA)</i>	23
2.2.2 <i>Cinestesia</i>	24
2.2.3 <i>Senso de Força</i>	25
2.2.4 <i>Equilíbrio</i>	26
2.2.5 <i>Variáveis neuromusculares</i>	26
2.2.5.1 <i>Pico de Torque isométrico e isocinético</i>	27
2.2.5.2 <i>Força de reação do solo e altura do salto</i>	28
2.2.5.3 <i>Ativação muscular</i>	29
2.2.5.4 <i>Eficiência neuromuscular</i>	30
2.3. Treinamento de equilíbrio na prevenção e reabilitação das lesões esportivas	31
3. JUSTIFICATIVA	35
4. OBJETIVOS	36
4.1 <i>Objetivo Geral</i>	36
4.2 <i>Objetivos Específicos</i>	36
5. MATERIAIS E MÉTODOS	
5.1 <i>Desenho experimental</i>	37
5.2 <i>Instrumentos</i>	37
5.3 <i>Local de Realização</i>	37
5.4 <i>Amostra</i>	38
5.5 <i>Descrições dos testes</i>	48
5.6 <i>Análises dos Dados</i>	49
5.7 <i>Análise estatística</i>	52

6. RESULTADOS	
6.1 <i>Experimento 1</i>	53
6.2 <i>Experimento 2</i>	66
6.3 <i>Experimento 3</i>	79
7. DISCUSSÃO	
7.1 <i>Experimento 1</i>	84
7.2 <i>Experimento 2</i>	87
7.3 <i>Experimento 3</i>	90
8. CONCLUSÃO	94
9. REFERÊNCIAS	95
10. ANEXOS	
10.1 <i>Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)</i>	107
10.2 <i>Questionário de Lesholm</i>	108

1 – INTRODUÇÃO

A propriocepção foi originalmente definida por Sherrington em 1906 como “a percepção do movimento articular ou do corpo bem como a posição do corpo, ou dos segmentos, no espaço” (ROZZI et al., 2000). Mais recentemente a propriocepção foi definida como o *input* neural cumulativo para o SNC proveniente de terminações nervosas especializadas, chamadas de mecanorreceptores (RIBEIRO e OLIVEIRA, 2008).

A prática esportiva é acompanhada de possíveis riscos de lesões (MANDELBAUM et al., 2005). A lesão desportiva é definida como qualquer acometimento físico que resulte no afastamento do jogador, seja de um treino ou de uma partida, independentemente do atendimento prestado pela equipe de saúde ou do tempo de afastamento das atividades esportivas (IKEDA e NAVEGA, 2008). Ela está normalmente associada a forças externas, por exemplo quando um atleta entra em contato com outro causando impacto, porém, a lesão, também pode ser causada por déficits proprioceptivos (PACHECO, VAZ e PACHECO, 2005). Muitos gestos esportivos, como correr, saltar, girar, provocam instabilidade e requer um controle neuromuscular para manter a estabilidade articular e melhorar o desempenho (LORAM, KELLY e LAKIE, 2001).

A propriocepção é um mecanismo de percepção corporal que está diretamente ligada ao controle neuromuscular. Seus os receptores periféricos (localizados em estruturas como músculos, tendões e articulações) enviam informações relativas ao movimento que envolvem os aspectos estático e dinâmico (LATTANZIO e PETRELLA, 1998). Propriocepção é responsável pelo *feedback* e controle sensorio-motor e pela regulação da rigidez muscular. Sendo especificamente importante para a acuidade do movimento, estabilidade da articulação, coordenação e equilíbrio. A propriocepção pode ser alterada por distúrbios músculo-esqueléticos devido a dor, derrame, trauma e fadiga (CLARK, RÖIJEZON e TRELEAVEN, 2015). Uma variedade de procedimentos e intervenções de avaliação foram desenvolvidos para testar e melhorar especificamente a propriocepção.

Em geral, a melhora é relacionada de forma indireta a outras variáveis, principalmente, a estabilidade articular, equilíbrio e força muscular, já que

dependem da total integridade das sensações proprioceptivas para serem consideradas satisfatórias e adequadas para cada indivíduo. (MARTIMBIANCO et al, 2008). O equilíbrio é um pré-requisito importante para o aprendizado de habilidades motoras durante a infância (MICKLE, MUNRO e STEELE, 2011). Em duas revisões, Hrysomallis (2011) e Kiers et al. (2013), autores abordam a relação de equilíbrio, esportes e desempenho, afirmando que a melhora do desempenho do equilíbrio, diminuindo a oscilação do centro de pressão (COP), está associado com desempenho do atleta.

A avaliação da força muscular especificamente realizada em atletas vem sendo utilizada no diagnóstico de disfunções neuromusculares, na reabilitação, no treino e na investigação, como indicador da função e desempenho de certos grupos musculares. Podendo ser avaliada com velocidades constantes (isocinético) ou de forma isométrica, sendo a sua medição feita a partir do pico de torque (PT) (WEBER et al., 2010).

O estudo da relação entre os sinais elétricos musculares e a capacidade de produção de força pode permitir uma maior compreensão dos mecanismos neurais relacionados a perda da capacidade de força em relação a fadiga. A eficiência neuromuscular (ENM) pode ser determinada a partir da razão entre o torque gerado pelos músculos sinergistas que atuam em torno de uma articulação e os valores *root mean square* (RMS). A ENM tem sido proposta para verificar as adaptações neuromusculares geradas por distintas demandas funcionais e usada atualmente para avaliação de atletas (ARABADZHIEVA et al., 2010)

Em diversos esportes o salto é uma habilidade muito realizada, portanto é de suma importância desempenhá-lo de forma adequada, pois quando não ocorre o atleta está suscetível a lesões. Variáveis como altura do salto e força de reação do solo (FRS) na aterrissagem, são fundamentais no desempenho e diversos tipos de treinos buscam melhorar estas variáveis (PFILE et al, 2016).

A melhora da propriocepção, controle postural e neuromuscular é feita por treinamento de equilíbrio. Estudos mostram treinos de instabilidade realizados duas (MOTA et al., 2010) ou três (BALDAÇO et al., 2010) vezes por semana, todos tendo um resultado significativo, sendo realizados por pelo menos quatro semanas. Quanto à duração são relatados treinos de trinta ou quarenta minutos (FAZIO; TOLEDO; POGGETI, 2009), entretanto o treino de

quinze minutos realizado por Paterno et al. (2004), apresenta resultados positivos na instabilidade total do COP e instabilidade antero-posterior do COP durante a avaliação de postural dinâmica. McGuine e Keene (2006) relatam que dez minutos são suficientes para diminuir risco de lesão. Contudo estudo realizado por Bernier e Perrin (1998), relata que dez minutos de treinamento foi o suficiente para obter melhora no equilíbrio. Recente revisão sistemática apresenta efeitos positivos em relação ao desempenho do equilíbrio. Autores sugerem que um protocolo de treinamento eficiente deve durar oito semanas com uma frequência de duas sessões por semana. Entretanto não estabelecem o tempo de treino, pois a maior parte dos trabalhos não relatam o tempo de treino. (BRACHMAN et al., 2017).

Em uma revisão realizada por Taube et al. (2008), apresentaram definições de diferentes termos usados para treinamento que incorporam exercícios de equilíbrio. Neste contexto, o treinamento proprioceptivo é descrito como um treinamento limitado à percepção de *inputs* aferentes e que não tem adaptações ocorrendo na parte motora.

Além disso, o mesmo autor afirma que o treinamento neuromuscular e sensório-motor são termos abrangentes que descrevem vários tipos de exercícios, não apenas de equilíbrio. Mais recentemente, treinamento de instabilidade foi utilizado na literatura para descrever de modo muito específico de exercícios de equilíbrio (LESINSKI et al., 2015). O termo treino de equilíbrio é de significado bastante geral, descrevendo o progresso na realização de habilidade particular. O treinamento de equilíbrio induz adaptações em todos os sistemas sensoriais auxiliando o controle postural, como o vestibular, o visual, sistema somatossensorial e sistemas do motor (TAUBE et al., 2008).

Portanto, foi estabelecido que ao longo do texto usaremos os termos “treinamento de equilíbrio” ou “treinamento de instabilidade” como sinônimos conforme também foi utilizado por Lesinski et al., 2015.

2 – REVISÃO DE LITERATURA

2.1 *Propriocepção*

A propriocepção é um mecanismo complexo relacionado com a cinestesia, equilíbrio, estabilidade e com a percepção da posição articular. Consiste de uma fisiologia complexa, integrando a periferia com o Sistema Nervoso Central (SNC) através de fontes visuais, auditivas, vestibulares, táteis, articulares e musculares. As informações recebidas são processadas em nível medular, tronco cerebral e córtex cerebral (LEPORACE; METSAVAHT; SPOSITO, 2009).

Alguns autores afirmam que existem dois níveis de propriocepção: inconsciente (reflexa) e consciente (voluntária). Nos níveis medular e do tronco cerebral, o processamento das informações não atinge o patamar da consciência do indivíduo. Assim, sendo responsável pelas respostas reflexas que permitem ajustes motores no intuito de estabilizar a articulação envolvida no movimento pretendido pelos receptores musculares. No córtex cerebral, a aferência periférica proveniente das diversas fontes alcança o nível consciente. Responsável pelo aprendizado, por meio do armazenamento de informações, possibilitando a execução atividades desportivas ou movimentos usuais de maneira satisfatória e segura (RIBEIRO e OLIVEIRA, 2008; COHEN e ABDALLA, 2003).

As informações aferentes do sistema proprioceptivo são enviadas ao SNC por diversos tipos de receptores sensoriais presentes nos músculos, tendões, articulações e na pele (MARTIMBIANCO et al., 2008). Encontram-se assim dentro do sistema esquelético e incluem receptores do aparelho vestibular. Autores, afirmam que alguns receptores do sistema vestibular, do ouvido interno, são especializados na recepção de estímulos de velocidade e movimento da cabeça (GARTNER e HIATT, 2003). Sendo a informação transmitida para o SNC onde é processada e integrada na consciencialização do movimento e manutenção do equilíbrio. A informação vestibular é integrada com as informações oriundas das articulações, tendões e pele, gerando assim a sensação de postura (propriocepção) e movimento (WIDMAIER et al. 2013).

Quando há deformação de algum destes receptores, informações sensoriais são enviadas ao cérebro e à medula espinhal, promovendo resposta de movimento e ou posicionamento corporal (LEPHART et al., 1997). Informações proprioceptivas vindas de receptores musculares, articulares e cutâneos são importantes para determinar movimentos e posições de segmentos corporais. Estes receptores sinalizam grandes amplitudes de movimento e identificam perturbações externas (GOBLE et al., 2009). Portanto, agem com o objetivo de informar e proteger suas estruturas durante os movimentos realizados.

2.1.1 *Mecanorreceptores*

Os estímulos proprioceptivos conscientes partem dos mecanorreceptores. Estes respondem a estímulos mecânicos capazes de deformar o receptor ou os tecidos que o envolvem. Os estímulos percebidos por estes receptores são o tato, distensão, pressão e vibração. São unidades microscópicas que funcionam como sensores que transferem as informações aferentes para o SNC e estão presentes em todas as estruturas relacionadas ao movimento, como a cápsula, tendões, músculos, fibrocartilagem e ligamentos. Cada tipo de mecanorreceptor tem uma função específica, e vai gerar uma resposta conforme o estímulo dado. A intensidade da resposta será de acordo com a quantidade de deformação recebida (WIDMAIER et al. 2013).

2.1.1.1 *Proprioceptores Articulares*

Os mecanorreceptores das articulações respondem à deformação mecânica da cápsula e dos ligamentos.

As terminações de Ruffini, encontradas na cápsula articular, são ativadas em todas as posições articulares, mesmo em repouso, sendo mais sensíveis à movimentação passiva que ativa (FONSECA, FERREIRA e HUSSEIN, 2007). São considerados receptores estático e dinâmico, possuindo baixo limiar mecânico e adaptação lenta (RIEMANN e LEPHART, 2002).

Os corpúsculos Paccini respondem ao movimento dinâmico, são inativos no repouso, mas ativos assim que iniciado o movimento. São receptores de baixo limiar e adaptação rápida (FONSECA, FERREIRA e HUSSEIN, 2007). Riemann e Lephart (2002) referem que os corpúsculos de Paccini, receptores

fásicos, sendo grandes receptores sensoriais que respondem à pressão, vibração e tensão, encontrando-se nas camadas profundas da pele, ligamentos e cápsulas articulares.

Os receptores de ligamentos sinalizam tensão e estão localizados primariamente nas cápsulas articulares. Têm moderado limiar mecânico e adaptação lenta. Terminações nervosas livres respondem a estímulos relacionados com o tato, pressão, dor e temperatura. São estimuladas mais frequentemente por estímulos nocivos, sendo receptores de adaptação lenta e moderado limiar mecânico.

A distribuição desses receptores não é uniforme numa articulação. Alguns pesquisadores consideram que a maioria dos receptores articulares são ativados próximo à amplitude completa do movimento e, por essa razão, não teriam relação com posição da articulação e cinestesia (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). Essas propriedades da resposta sugerem que os receptores articulares podem funcionar como sinalizadores de limite, cujo papel é identificar posições de extrema amplitude da articulação (FONSECA, FERREIRA e HUSSEIN, 2007).

2.1.1.2 *Proprioceptores musculares*

Os proprioceptores musculares têm como função informar ao SNC as alterações na extensão muscular, na contração muscular e nas mudanças de posição corporal. Eles detectam as modificações no comprimento das fibras musculares pela contração e enviam essas informações para o SNC onde geram reflexos para manter a postura do corpo e regulam as contrações dos músculos envolvidos nas atividades motoras (WIDMAIER et al. 2013).

As terminações musculares são mecanorreceptores da sensibilidade tecidual profunda, que detectam deformação mecânica (GUYTON e HALL, 2002). Os músculos e tendões têm uma quantidade abundante de dois tipos especiais de receptores: os fusos musculares e os órgãos tendinosos de Golgi (OTG). A principal diferença entre o fuso muscular e o OTG é que enquanto o fuso detecta o comprimento relativo do músculo, o OTG a tensão muscular.

O fuso muscular mede de 2 a 3 milímetros de largura e cerca de 15 milímetros de comprimento. Os músculos que possuem uma maior densidade de fusos apresentam uma maior precisão de movimento. Tem a função de

informar a alteração na velocidade e na extensão muscular. Nessas condições, o fuso reage a qualquer grau de alongamento (WIDMAIER et al. 2013).

Quando o fuso muscular é estirado lentamente, os impulsos são transmitidos durante todo o tempo que o receptor permanecer estirado. Quando o comprimento do receptor do fuso aumenta subitamente, a terminação primária do receptor (mas não a terminação secundária) é estimulada. Esse estímulo excessivo é chamado de resposta dinâmica. O que leva uma resposta extremamente ativa da terminação primária à rápida velocidade de modificação do comprimento. Imediatamente após ser sustado o aumento de comprimento do receptor, a frequência de descarga dos impulsos volta a um nível muito baixo, correspondente à resposta estática. Ao contrário, quando há o encurtamento lento, essa modificação diminui momentaneamente a frequência de impulsos provenientes da terminação primária. (GUYTON e HALL, 2002).

Os Órgãos Tendinosos de Golgi situam-se na junção miotendínea (entre o músculo e seu tendão). O OTG está conectado em série com as fibras musculares paralelas ao tendão e medem cerca de 1 milímetro de comprimento e 0,1 milímetro de diâmetro. O OTG possui uma resposta dinâmica e uma resposta estática. A resposta dinâmica surge quando a tensão muscular aumenta subitamente e o OTG, por consequência, responde de forma intensa. A resposta estática ocorre em pouco tempo após a resposta do OTG, sendo que este, volta a um nível inferior de descarga no estado estável. Assim, o OTG proporciona ao sistema nervoso informações sobre o grau de tensão em cada segmento do músculo (TANEDA e POMPEU, 2006). Outra provável função do OTG é a de regularizar forças contráteis das fibras musculares, isto é, as fibras que estão exercendo tensão excessiva são inibidas, enquanto as que estão exercendo tensão muito baixa tornam-se mais excitadas (GUYTON e HALL, 2002)

O fuso muscular e o OTG possuem um papel importante na mediação da propriocepção subconsciente. O sinal desses dois receptores é total ou quase que totalmente para o propósito do controle muscular intrínseco. Eles transmitem uma enorme quantidade de informações, não somente para a medula espinal como também para o cerebelo e para o córtex cerebral,

ajudando cada uma dessas partes do sistema nervoso em sua função de controlar a contração muscular (GUYTON e HALL, 2002).

2.2 Formas de avaliação da propriocepção (Diretas e indiretas)

Não existe uma medida única de propriocepção devido à complexidade dos processos neurofisiológicos que a abrangem. Os testes diferenciaram-se entre três principais funções - detecção de posição, de movimento e força. Os testes podem ser realizados de forma passiva (ativando mecanorreceptores articulares) ou condições ativas (estimulando mecanorreceptores articulares e músculo-tendíneos) (ROIJEZON et al., 2014). No entanto, não se pode esperar que os testes ativos isolem a atividade dos receptores musculares, ou que os testes passivos isolem a atividade dos receptores articulares. A natureza complexa da propriocepção impede a exclusão, por menor que seja a sua participação. Diversos protocolos são adotados, alguns pesquisadores usam de três a cinco ensaios de teste para gerar valores médios nas articulações das extremidades (DOVER e POWERS, 2003; BENJAMINSE et al., 2009; NAGAI et al., 2012). Em testes de propriocepção de tronco seis avaliações são recomendadas (ALLISON e FUKUSHIMA, 2003). A escolha do protocolo a ser utilizado nos testes vão depender dos objetivos de cada pesquisa.

Em geral, a melhora da propriocepção é relacionada de forma indireta a outras variáveis, principalmente, estabilidade articular, força muscular e o equilíbrio. Já que dependem da total integridade das sensações proprioceptivas para serem consideradas satisfatórias e adequadas para cada indivíduo. (MARTIMBIANCO, et al., 2008).

2.2.1 Senso de Posição Articular (SPA)

O senso de posição articular é importante para percepção do membro no espaço e, portanto, determinar a amplitude de movimento requerido para as tarefas (RIEMANN e LEPHART, 2002). Para a avaliação é realizado um teste de reposicionamento articular. É solicitado a pessoa avaliada que memorize a posição alvo e, posteriormente, encontre o alvo memorizado. Este reposicionamento pode ser feito de forma ativa, ou de forma passiva (equipamento executa o movimento em uma velocidade determinada) (CLARK;

RÖIJEZON; TRELEAVEN, 2015). O teste de senso de posição articular avalia a acurácia ou precisão no reposicionamento da articulação em um ângulo alvo pré-determinado. Então é calculada a diferença entre o valor alvo e o valor alcançado no teste, o erro é medido em graus. Existem divergências a respeito do protocolo a ser escolhido, alguns autores afirmam que a melhor forma é a ativa, e que ao realizar de forma passiva, podem gerar diferentes resultados (ANJOS, 2011).

A avaliação do SPA aproxima-se mais da função do sistema proprioceptivo no dia a dia. Proske et al. (2000) sugeriram a avaliação da SPA por reposição articular ativa em detrimento da passiva, porque esta revela-se mais precisa e é o modo no qual o fuso muscular mais ativamente sinaliza a sensação de posição. O teste ativo também reflete a influência dos receptores musculares localizados nos músculos (VISSER; GEUZE, 2000). Os testes SPA são eficientes e permitem a exploração de assimetrias em capacidades sensório-motoras (GOBLE, 2010). Até à data, apenas alguns estudos investigaram associações entre propriocepção e desempenho desportivo (HAN et al., 2015), e propriocepção e lesão (WITCHALLS et al., 2012; CAMERON; ADAMS; MAHER, 2003). Estudo de Relph e Herrington (2016), apresentam escores de normalidade de senso de posição, apresentando o erro absoluto para o teste iniciando na flexão e na extensão de joelho em diferentes faixas etárias. Os erros são maiores quando é feito o reposicionamento da articulação de extensão para flexão, nos indivíduos com maior faixa etária e menor nível de atividade física.

2.2.2 Cinestesia

Os testes de cinestesia avaliam a capacidade de perceber o movimento articular passivo e direção do movimento. Para a realização do teste, a articulação deve ser posicionada em um ângulo intermediário, para que o equipamento possa mover a articulação passivamente em duas direções (LEPHART et al., 1997; BENJAMINSE et al., 2009). A avaliação é feita para que a pessoa perceba o movimento e identifique a direção que a articulação está sendo levada (WADDINGTON, ADAMS e JONES, 1999; WADDINGTON et al., 2000). Temos então, o objetivo de verificar quantos graus a articulação percorreu para que a pessoa percebesse o movimento. Calculando a diferença

entre o ângulo inicial menos o final, o erro é medido em graus. Os testes de cinestesia registram somente respostas “corretas” desconsiderando os testes que os participantes erram a direção do movimento (HANS et al., 2016).

Por ser um teste de movimento passivo, características adaptativas dos mecanorreceptores e os resultados de Lee et al. (2003) permitem levantar a hipótese de que a velocidade de execução do teste influencia de forma diferente os mecanorreceptores. Testes de velocidade lenta (0,5º/s) estimulam predominantemente receptores articulares, enquanto que velocidades mais elevadas (2º/s) envolvem principalmente receptores musculares.

2.2.3 Senso de Força

O senso de força avalia a capacidade de reproduzir uma força alvo específica. É a habilidade de manter-se firme ou a precisão na obtenção e manutenção de uma força alvo. (DOVER e POWERS, 2003; BENJAMINSE et al., 2009; O'LEARY, VICENZINO e JULL, 2005). Além disso, o senso de força, desempenha um papel importante na qualidade da função motora (ZAVIEH et al, 2016). Para a realização do teste, deve ser realizado o teste de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e após estipular uma porcentagem alvo. Da mesma forma que é realizado no teste de SPA, deve ser realizada a memorização da força alvo e, posteriormente, aplique a força memorizada (SALAHZADEH et al., 2013). Os dados de controle de força são calculados referentes oito a dez segundos centrais de coleta. Com estes valores são obtidos o erro absoluto, obtido por meio do erro médio do torque desenvolvido em relação ao torque alvo, e o erro relativo, obtido pelo desvio padrão do torque e o coeficiente de variação do torque (ZAVIEH et al, 2016 e KRISHNAN, ALLEN e WILLIAMS, 2011).

Assim como os demais testes de propriocepção, no senso de força, o comprimento do músculo (ou posição da articulação) usado ao avaliar a estabilidade da força, pode afetar significativamente os resultados do teste. O efeito do comprimento muscular na estabilidade da força é limitada e conflitante entre os autores (BIGLAND-RITCHIE et al., 1992; SOSNOFF, VOUDRIE e EBERSOLE, 2010). Poucos estudos utilizam esta avaliação, sendo o SPA e a cinestesia mais utilizados nas pesquisas (HAN et al., 2015).

2.2.4 Equilíbrio

Os testes de equilíbrio, como testes de apoio unipodal, têm sido historicamente usados para medir a propriocepção dos membros inferiores. Entretanto estes testes não são específicos de propriocepção, já que o equilíbrio é um produto da integração sensorial do SNC e funções motoras (ROIJEZON et al., 2014). Mesmo assim, testes de equilíbrio são usados como parametro de indicação de melhora proprioceptiva. Os testes de equilíbrio podem ser modificados para tentar influenciar a propriocepção, por exemplo, fechando os olhos, acrescentando torção no pescoço ou usando superfícies instáveis (CLARK; RÖIJEZON; TRELEAVEN, 2015).

Para que a manutenção do equilíbrio ocorra, os sistemas sensoriais devem agir de forma a conduzir informações específicas, relacionadas ao posicionamento do corpo no espaço, cabendo ao SNC organizá-las e controlar a postura corporal tanto estática quanto dinâmica. Ao receber as informações sensoriais, o SNC as processa no contexto das respostas previamente aprendidas e executa uma resposta de correção postural automática, que é orientada ou expressa por meio da resposta mecânica (GUCCIONE, 2002).

Para avaliações estáticas (ou “semi-estáticas”) utilizando plataforma de força, normalmente se utiliza um protocolo de aproximadamente 30 segundos, onde é solicitado que a pessoa fique parada sobre a plataforma. A partir dessa avaliação, obtém-se o posicionamento do COP ao longo do tempo. Diversas variáveis podem ser analisadas, tal como excursão total (distância percorrida pelo COP ao longo da aquisição de dados), área da elipse (elipse onde 95% dos pontos estão inseridos), velocidade do deslocamento, deslocamento ântero-posterior e deslocamento látero-lateral (LEMOS et al., 2015). Quanto menor é a oscilação do COP, melhor será o equilíbrio do indivíduo.

2.2.5 Variáveis neuromusculares

As variáveis neuromusculares estão relacionadas ao desempenho físico que dependem dos componentes neurais e musculares. Dessa forma, os resultados expressarão a capacidade que o avaliado possui em realizar um determinado movimento que exige a participação do sistema nervoso e muscular. Os testes que visam a avaliação da força muscular são

extensivamente empregados no esporte, em reabilitação física e na prática clínica. Desta forma podemos destacar algumas variáveis neuromusculares que estão diretamente ligadas ao desempenho esportivo e ligadas aos componentes neurais e musculares.

2.2.5.1 Pico de Torque isométrico e isocinético

A força muscular é considerada uma capacidade física fundamental quando o objetivo é a melhoria do desempenho esportivo. Um dos parâmetros utilizados para análise de força muscular é o pico de torque (PT) que é definido como o produto da massa, aceleração e tamanho do braço de alavanca (POTULSKI et al.,2011). Com isso, obtém-se o torque máximo produzido na amplitude do movimento estudado.

O torque pode ser produzido de maneira concêntrica, excêntrica ou isométrica. A concêntrica acontece quando a tensão muscular produz torque maior que o das cargas de resistência resultando encurtamento muscular. Na excêntrica ocorre alongamento muscular, já na isométrica o comprimento muscular permanece inalterado não ocorrendo movimento em torno da articulação (SAHLIN e SEGER, 1995). O teste isocinético promove um tipo de ação muscular que acompanha um movimento angular constante em uma articulação. Assim que o membro atinge a velocidade angular predeterminada, a resistência no mecanismo iguala-se automaticamente à força exercida para manter constante a velocidade. Permitindo assim, uma sobrecarga no músculo de 100% de sua capacidade máxima em toda a amplitude de movimento (POTULSKI et al., 2011).

A avaliação do torque isocinético e isométrico vem sendo utilizado para acompanhar desequilíbrios musculares em atletas, quantificando as relações entre músculos agonistas e antagonistas, desempenho e predição de lesão (GREEN, BOURNE MN e PIZZARI, 2018). Os principais desequilíbrios musculares são avaliados pelo PT entre o membro dominante e não dominante e dos músculos antagonistas em relação aos agonistas (WEBER et al., 2010).

Lesões dos músculos isquiotibiais são prevalentes nos esportes que exigem força, potência e velocidade, como corrida e chute de futebol (HÄGGLUND, WALDÉN e EKSTRAND, 2013; ORCHARD et al., 2012; RUDDY et al, 2016). A avaliação de torque muscular isocinético do joelho é uma

ferramenta de triagem popular para identificar atletas com risco de lesão em isquiotibiais (ZVIJAC et al., 2013; VAN DYK et al., 2016), apesar dos resultados contraditórios (FRECKLETON e PIZZARI, 2013; OPAR, WILLIAMS e SHIELD, 2012). Alguns estudos afirmam que teste isocinético não pôde prever lesão de isquiotibiais, (HENDERSON, BARNES, PORTAS, 2010; BENNELL et al., 1998) enquanto outros estudos encontraram alguma capacidade preditiva do teste (ORCHARD et al., 1997; FOUSEKIS et al., 2011). Pesquisadores também exploraram a razão de torque entre músculos específicos, com resultados inconsistentes (VAN DYK et al., 2016; CROISIER et al., 2008).

Uma meta-análise indica que a diminuição do PT do quadríceps é um dos fatores de risco para lesão de isquiotibiais (FRECKLETON e PIZZARI, 2013). Entretanto recente revisão sistemática, afirma que pode haver um pequeno efeito preditivo de lesão no teste excêntrico de isquiotibiais (60°/s). Também que nenhuma outra medida de torque de isquiotibiais, quadríceps ou extensores de quadril foi determinante para prever risco de lesão dos isquiotibiais. Outra afirmação é que nenhuma razão (funcional e convencional) de torque, medida de desequilíbrio ou assimetria possui uma associação significativa com o risco de isquiotibiais. Portanto definindo que a avaliação do torque isocinético para detectar risco de lesão de isquiotibiais é limitado em atletas (GREEN, BOURNE MN e PIZZARI, 2018).

2.2.5.2 Força de reação do solo e altura do salto

O desempenho de saltos verticais (SV) é considerado um dos melhores indicadores dos níveis de potência muscular produzido pelos músculos dos membros inferiores (HENNESSY e KILTY, 2001). Nesse sentido, o SV é um importante preditor de desempenho em vários esportes que exigem ações explosivas, tais como as corridas de velocidade e o basquetebol (HARRINSON; KEANE; COGLAN, 2004; SMIRNIOTOU et al., 2008; KRASKA et al., 2009).

Visto que são os membros inferiores que recebem a maior sobrecarga, devido aos constantes deslocamentos e saltos nos esportes, há uma preocupação na relação força de reação do solo (FRS) e o surgimento da lesão (SACCO et al., 2006). A FRS é a força aplicada ao corpo durante aterrissagens inesperadas e esperadas. Abilel et al. (2002), verificaram os valores obtidos em aterrissagens de 4,59 a 5,18 vezes maior que o peso corporal. Estudos de

Zhang et al. (2005) e Hoffman, Liebermann e Gusic (1997), afirmam que essa sobrecarga pode ser influenciada pela técnica da aterrissagem. Já os resultados apresentados por Zhang et al. (2005), sugerem que a força dos músculos extensores do joelho desempenha um papel importante na atenuação da sobrecarga, independente da técnica.

Estratégias de minimização de impacto, de FRS e melhora do desempenho nos saltos através da realização de exercícios ainda são controversas. Segundo Vescovi, Canavan e Hasson (2008), é difícil melhorar o desempenho no salto e reduzir a FRS com um único programa de treinamento.

2.2.5.3 Ativação muscular

O estudo das funções musculares a partir dos sinais elétricos que os músculos produzem é definido como eletromiografia (EMG) (BASMAJIAN, 1978). Assim, o sinal eletromiográfico, consiste no registro dos potenciais de unidades motoras (UMs) do músculo. Uma unidade motora é formada por um neurônio motor e pelas fibras musculares por este inervadas (BASMAJIAN e DELUCA, 1985). Os potenciais elétricos serão diretamente relacionados com a musculatura estudada, devido a fatores como volume muscular (número de UMs), tipo de músculo, tipo de fibra muscular, entre outros. (JENSEN et al., 2000).

A quantificação do sinal eletromiográfico, uma vez obtido e tratado, pode ser obtida por duas análises: no domínio do tempo e das frequências.

A análise no domínio do tempo do sinal de EMG permite principalmente a visualização do padrão de ativação muscular durante uma contração, podendo servir como referência para comparações entre diferentes tipos de contrações, exercícios e sobrecargas (ONISHI et al., 2000; MOHAMED; PERRY; HISLOP, 2002). Neste tipo de análise podem-se utilizar basicamente o RMS (valor médio da raiz quadrada), a integral e o valor retificado pela média, que nos fornece parâmetros da amplitude do sinal (DE LUCA, 1997).

A análise no domínio da frequência permite principalmente a visualização do padrão de fadiga. Um índice comum usado para caracterizá-lo é a frequência média (F_m), que representa o valor central do espectro de frequência. Alternativamente, a frequência mediana (F_{med}) é a frequência que divide o espectro em duas metades com base no conteúdo de energia do

sinal. Estes parâmetros refletem a velocidade de condução da fibra muscular e o recrutamento da UM. Que apresentam queda com a fadiga muscular, exibindo mudanças antes de qualquer modificação de força (DE LUCA, 1997).

A análise da atividade eletromiográfica durante a execução de exercícios tem sido usada, principalmente para determinar alterações no recrutamento muscular devido a carga (LAGALLY et al., 2002; Da SILVA e GONÇALVES, 2006; MERCER et al., 2006), à aplicação de treinamentos (McBRIDE; BLAAK; TRIPLET-McBRIDE, 2003; CARDOZO; GONÇALVES, 2003) e nas alterações no posicionamento do voluntário para a realização dos exercícios (GONÇALVES, 1998).

Autores relatam que após um período de treinamento, a EMG apresenta alterações o que demonstra as adaptações da musculatura ao nível de recrutamento de unidades motoras (McBRIDE; BLAAK; TRIPLET-McBRIDE, 2003). Alguns estudos verificaram uma queda nos valores de RMS após a realização de treinamentos. Sugerindo que indivíduos treinados, apresentam menor ativação eletromiográfica que sedentários (ANDERSON e BEHM, 2004; ANDERSON e BEHM, 2005; MARSHALL e MURPHY, 2005; MARSHALL e MURPHY, 2006). Os autores atribuem esta queda do recrutamento das fibras musculares para a realização da tarefa e pelo aumento do sincronismo dos disparos das UMs. Entretanto alguns estudos encontraram aumento da ativação muscular, logo após a sessão de exercícios de instabilidade (ANDERSON e BEHM, 2004; ANDERSON e BEHM, 2005; MARSHALL e MURPHY, 2005; MARSHALL e MURPHY, 2006), podendo ser prejudicial aos atletas se esta alta ativação perdurar após o exercício.

Além disso, fatores como a intensidade de carga, tempo de treinamento e a articulação envolvida são determinantes para as alterações na EMG (CAMPOS et al., 2002; McBRIDE; BLAAK; TRIPLET-McBRIDE, 2003).

2.2.5.4 Eficiência neuromuscular

O aumento progressivo da atividade elétrica durante a contração isométrica contínua, é devido ao recrutamento adicional das UMs. Isso ocorre pela necessidade de compensar a diminuição da força de contração que ocorre nas fibras musculares fatigadas (ARABADZHIEVA et al, 2010). As relações entre força e EMG vem sendo estudadas nos últimos anos e são usadas para

estimar diferentes tipos de "eficiência". Autores usaram a relação força e ativação muscular para caracterizar a eficiência neuromuscular (ENM) pela razão Força/EMG (MILNER-BROWN, MELLENTHIN e MILLER, 1986; MILLER et al. 1987; LENMAN, 1959; DEVRIES et al., 1968).

É considerado mais eficiente o indivíduo que apresentar uma ativação menor para dada produção de força (DESCHENES et al., 2002). A razão torque/amplitude dos sinais da EMG fornece uma medida da atividade neuromuscular requisitada para se produzir determinada força. (DESCHENES et al., 2008). No caso de um protocolo de fadiga, a eficiência neuromuscular diminui, pois é necessária uma ativação maior das unidades motoras para produzir a mesma quantidade de força (ou para manter a força inicial do protocolo de fadiga).

A ENM tem sido freqüentemente utilizada para avaliar diferentes grupos musculares pelo estabelecimento de relações torque-EMG sob contrações isométricas. Essas relações ilustram o aumento da ativação muscular quando o torque voluntário desenvolvido pelo sujeito é aumentado. Definida pelo inverso da inclinação da relação EMG-torque (DEVRIES et al., 1968; MORITANI e DEVRIES, 1978 e 1979), a alteração da ENM pode ser relacionada ao sexo (DESCHENES et al., 2009; DESCHENES, MCCOY e MANGIS, 2012), idade (SCHIMIDT et al., 2014), patologia (LENMAN, 1959), ou treinamento (GOULART et al., 2014, BEATTIE et al, 2014), refletindo adaptações neurais ou musculares.

Dessa forma, a avaliação da ENM em atletas é uma variável importante não apenas para avaliar o desempenho, mas também para prevenção de lesões. Além disso, a ENM é outra forma de demonstrar a influência dos fatores neurais sobre a produção de força, representando a eficácia da ativação das unidades motoras durante a contração muscular (ARAGÃO, et al. 2015).

2.3 - Treinamento de equilíbrio na prevenção e reabilitação das lesões esportivas

Um dos esportes que mais apresenta lesões musculoesqueléticas é o basquetebol. Esse esporte apresenta alta incidência de lesões, causadas por frequentes saltos, aterrissagens, mudanças de direção e contato físico

característicos de sua prática (KOFOTOLIS e KELLIS, 2007; VAMVAKOUDIS et al., 2007). Devido à exigência do esporte, treinamento intenso, contato e impactos, o esporte apresenta alta frequência de lesões durante a preparação e nas competições. (SILVA, ABDALLA e FISBERG, 2007; MESSINA, FARNEY e DELEE, 1999) Segundo Almeida, Tonin e Navega (2013), o tipo de lesão mais encontrada é a articular, representando 58,97% do total de lesões. A entorse de tornozelo foi a mais relatado na equipe masculina, seguida por tendinopatia, distensão muscular e fraturas. Porém, na equipe feminina a entorse de joelho foi a lesão mais frequente.

O programa de prevenção é um componente importante no treinamento de atletas, tendo um papel na estabilidade dos componentes neuromusculares e equilíbrio. São considerados efetivos para redução efetiva do risco de lesão de joelho, conforme apresentados nas revisões sistemáticas de Donnell et al. (2015) e Taylor et al. (2015). Estudos que identifiquem existe uma alta prevalência de dor e alterações musculoesqueléticas em atletas de basquete durante preparação para competição. Neste sentido sugerem que programas de treinamentos específicos, para prevenção de lesão, sejam realizados constantemente em atletas (MOREIRA et al., 2016).

A instabilidade da postura unipodal é um fator de risco de lesão nas extremidades inferiores. Riva et al. (2016) em um estudo prospectivo, investigou profissionais de basquete por seis anos, integrando atividade de equilíbrio de forma sistemática na rotina de treino. O objetivo foi avaliar se o treinamento sobre a instabilidade é eficaz para reduzir as entorses do tornozelo, entorses do joelho e dor nas costas. Os resultados mostraram redução na ocorrência de entorses de tornozelo em 81%, a dor lombar mostrou resultados semelhantes com redução de 77,8% e redução nas entorses do joelho foi de 64,5%. Comparando o pré e pós treinamento, o controle proprioceptivo melhorou significativamente.

Outro estudo relata que programas de treinamento de equilíbrio devem também ter foco na articulação do quadril e tronco. Para a redução de fatores de risco neuromuscular associados a lesões primárias de joelho. Apresenta que atletas com maior risco de lesão são as que possuem maior benefício com este tipo de treinamento. Os resultados do estudo também sugerem que o

treinamento que aborda apenas fatores proximais, não é adequado para prevenir lesões de membro inferior (HEWETT et al., 2017).

Segundo Greve (2010), o sistema proprioceptivo possibilita que o corpo mantenha tanto a estabilidade estática como a dinâmica. Este sistema deve estar íntegro para prevenir e deve ser reabilitado após lesões.

O programa de exercícios de equilíbrio deve ter exercícios dinâmicos e multidirecionais (HEWETT et al., 2017), sendo realizado de forma progressiva e focalizando alguns aspectos, como flexibilidade, agilidade, força, treino de gesto esportivo e pliometria (MALLIOU et al., 2004). Os exercícios devem ser seguros e desafiadores, estressando os diversos planos de movimentos, incluindo movimentos cervicais (GATTI et al., 2011). Devem incorporar uma abordagem multissensorial, iniciar em superfícies estáveis com apoio bilateral e progredir para superfícies instáveis com apoio unilateral, progredindo para exercícios funcionais do esporte (CARVALHO, 2010).

Em recente revisão sistemática (BRACHMAN et al., 2017), na maioria dos 36 artigos revistos, o treinamento de instabilidade provou ser uma ferramenta efetiva para a melhoria do controle postural. No entanto, seis artigos afirmam que esse efeito não ocorreu, e alguns estudos, em que o efeito não se refletiu em todas as medidas de equilíbrio. Assim, sugeriram que o treinamento de equilíbrio não influenciou todas as dimensões do controle postural. Em alguns casos, os autores realizaram testes estáticos e dinâmicos, com resultados significativos em apenas em um tipo de teste.

Outra questão que esta revisão apresenta é que a duração dos treinamentos foi heterogênea. Na maioria dos casos, era aproximadamente 40-50 minutos como uma sessão de treinamento completo. No entanto, em alguns artigos, apenas 10-20 minutos já apresentaram bons resultados. Em onze estudos, a duração não foi relatada, não sendo possível fazer uma conclusão sobre o tempo ideal dos vários tipos de treinamento de equilíbrio.

O que se pode afirmar é que atividades simples de equilíbrio previnem importantes lesões nos jogadores. Tendo uma frequência semanal e tempos mínimos de sessões que praticamente não interferem na rotina de treinamentos dos atletas (MOTA et al., 2010). Pau et al., (2012), demonstram que o treino de instabilidade é um complemento para melhorar a eficácia do treino da técnica, pois há estimulação apropriada do sistema proprioceptivo,

tendo em conta as especificidades da modalidade, ajuda a melhorar a técnica que é crucial para um bom equilíbrio. Daí et al., (2010) concluíram que após uma pausa de um mês de treino, o desempenho estabilométrico diminuiu e conseqüentemente aumentou o risco de lesão.

Apesar dos benefícios relatados sobre o treino de equilíbrio, a longo prazo, em atletas, estudo realizado por Romero-Franco et al. relata que uma sessão de 25 minutos tem efeitos negativos, a curto prazo, sobre a estabilidade bipodal (ROMERO-FRANCO et al., 2013). De acordo com os resultados desta pesquisa, treinadores e fisioterapeutas devem considerar que os indivíduos submetidos a treinos de equilíbrio possam apresentar déficit imediato. Entretanto quando analisados em testes unipodais, os resultados não foram tão negativos como a pesquisa anterior (ROMERO-FRANCO et al., 2014).

Os efeitos deste tipo de treinamento são baseados em perturbações causadas sob condições instáveis, que forçam o centro de pressão para fora da base de apoio. Para evitar estas instabilidades, a musculatura estabilizadora é recrutada para realizar ajustes posturais e assim manter o corpo estável. O que poderia justificar a maior instabilidade logo após o treinamento. Estudos que avaliam a EMG, relatam que há um aumento da ativação muscular durante exercícios de instabilidade (ANDERSON e BEHM, 2004; ANDERSON e BEHM, 2005; MARSHALL e MURPHY, 2005; MARSHALL e MURPHY, 2006). Entretanto que não sabe até o momento é quanto tempo esse aumento de recrutamento permanece após o exercício e quais são os seus efeitos no atleta.

3- JUSTIFICATIVA

Considerando a importância do treinamento de instabilidade, torna-se importante investigar os efeitos deste treinamento sobre as variáveis de equilíbrio, propriocepção e neuromusculares de atletas. Pois apesar do treinamento de instabilidade ser uma ferramenta efetiva para a melhoria do controle postural (BRACHMAN et al., 2017), mais pesquisas devem ser feitas em relação ao efeito do treino na propriocepção e variáveis neuromusculares. Além disso o efeito imediato deste treinamento ainda gera incertezas. De acordo com os resultados das pesquisas de Romero-Franco et al., 2013 e 2014, treinadores e fisioterapeutas devem considerar que os indivíduos submetidos a treinos instabilidade podem apresentar alterações imediatamente após a sessão de treino.

Um ponto de partida para esta análise está na determinação de indicadores biomecânicos, que sejam sensíveis para identificarem um possível comprometimento e assim podermos adequar o momento que este treino deve ser aplicado.

4 – OBJETIVOS

4.1 - Objetivo Geral

Determinar quais parâmetros biomecânicos são influenciados após o treinamento de equilíbrio em atletas de forma imediata e crônica.

4.2 - Objetivos Específicos

Verificar a influência do treinamento de equilíbrio de 15 minutos de forma imediata, após 15 minutos e após 30 minutos nas variáveis de equilíbrio e salto contramovimento em atletas de basquetebol.

Verificar o efeito de um treinamento de instabilidade de oito semanas nas variáveis de propriocepção, equilíbrio e neuromusculares em atletas de basquetebol.

Verificar a influência do treinamento equilíbrio de 15 minutos de forma imediata, após 15 minutos e após 30 minutos nas variáveis neuromusculares em atletas de diversas modalidades.

5 – MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Desenho experimental

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

1. Efeito imediato do treinamento de instabilidade no equilíbrio postural e desempenho do salto de jogadoras de basquetebol.
2. Efeito Crônico do treinamento de equilíbrio de quinze minutos melhora as variáveis biomecânicas de atletas de basquetebol.
3. Efeito imediato do treinamento de instabilidade em variáveis neuromusculares de atletas de diversas modalidades.

5.2 - Amostra

Participaram deste estudo 60 atletas, sendo 45 mulheres e 15 homens, com idades entre 18 e 35 anos. Os participantes foram convidados para integrar ao estudo e mediante ao interesse dos mesmos, foram esclarecidos todos os procedimentos a serem adotados. Em seguida, os participantes receberam e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Este estudo foi aprovado pelo comitê de ética da instituição por meio do número CEP 012707/2016. Critério de inclusão: ser atleta a no mínimo 2 anos e não realizar treinamento de instabilidade. Critérios de exclusão: presença de dor, lesão ou cirurgia, presença de limitações de joelho (Resultado do Questionário de Lysholm < 94 pontos) (PECCIN; CICONELLI; COHEN, 2006) e/ou instabilidade de tornozelo (Resultado do *Cumberland Ankle Instability Tool* (CAIT) < 27) (NORONHA et al, 2008).

5.3 - Local de Realização

Os dados foram coletados no Laboratório de Biomecânica do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista – Rio Claro/SP.

5.4 - Instrumentos

a) Estadiômetro e Balança: Para caracterização da amostra foi utilizado um estadiômetro para medição da altura dos voluntários (cm), resolução de 0,1 cm acoplado a uma balança analógica WELMY® R-110 para a medição da massa (kg) dos voluntários, com precisão de 0,1 kg.

b) Plataforma de Força: Para aquisição dos dados equilíbrio, potência e altura do salto foi utilizada uma plataforma de força OR6-6, (AMTI®), com frequência de coleta de 200Hz.

c) Dinamômetro isocinético: Foi utilizado um dinamômetro *System 4 PRO* (Biodex®). Para a avaliação de senso de posição articular, cinestesia, contração isométrica voluntária máxima (CIVM), contração isocinética com a utilização dos acessórios do equipamento para avaliação de joelho. Foram adquiridos a uma frequência de 100Hz por meio do *software System4 Advantage* (Biodex®, New York) no experimento 2. Já os sinais de torque das contrações isométricas e isocinéticas do experimento 3 foram adquiridos com uma frequência de 1500Hz por meio do *software Myoresearch* (Noraxon®, Master Edition XP 1.7, Phoenix).

d) Eletromiografia: Foi utilizado para a coleta dos dados um eletromiografo Noraxon® *myoSURE wireless*, com um módulo de aquisição de sinais biológicos de 16 canais, com uma frequência de 1500 Hz, ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento). Os sinais foram captados por eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Miotec®), em configuração bipolar, com área de captação de 1 cm e distância entre eletrodos de 2 cm, de acordo com o SENIAM (HERMENS et al., 1999). Os eletrodos foram posicionados sobre os músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL) e vasto medial de acordo com as normas do SENIAM (HERMENS et al., 1999).

e) *Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)*: Questionário composto por nove itens, conforme Anexo I, a sensação de instabilidade é relatada para diferentes atividades, como correr, andar, saltar e descer escadas. Os nove itens geram um escore total de 0 a 30 para cada pé, sendo que 0 é o pior escore possível (instabilidade grave) e 30 é o melhor escore possível (tornozelo estável) (NORONHA et al., 2008).

f) Questionário de *Lysholm* – específico para sintomas de joelho: Abordando os sintomas, tais como claudicação, apoio, travamento, instabilidade, dor, inchaço, o ato de subir escadas e agachamento. A escala é composta por oito questões, com alternativas de respostas fechadas, sendo excelente de 95 a 100; “bom”, de 84 a 94 pontos; “regular”, de 65 a 83 pontos e “ruim” valores iguais ou inferiores a 64 pontos conforme Anexo II. (PECCIN; CICONELLI; COHEN, 2006).

Efeito imediato do treinamento de instabilidade no equilíbrio postural e desempenho do salto de jogadoras de basquetebol.

As participantes foram submetidas aos questionários *Cumberland Ankle Instability Tool* (CAIT) (NORONHA et al., 2008) e Lysholm (PECCIN; CICONELLI; COHEN, 2006), aqueles que obtiverem pontuação mínima nestes testes foram encaminhadas para os demais testes. Foram realizadas avaliações de caracterização da amostra (idade, sexo, peso, altura). Neste experimento foi realizado testes no pré-treinamento (Pré), pós-treinamento (Pós), após 15 minutos (Pós15) e após 30 minutos (Pós30) de treinamento equilíbrio em jogadoras de basquete conforme figura 1. Foram realizadas avaliações de equilíbrio estático olhos abertos e fechados e salto contra movimento. Foram feitas duas tentativas de equilíbrio e três tentativas para o salto. Foi realizada familiarização dos participantes nas avaliações. Antes da primeira avaliação foi realizado um aquecimento de 5 minutos no cicloergômetro. Conforme Figura 1.

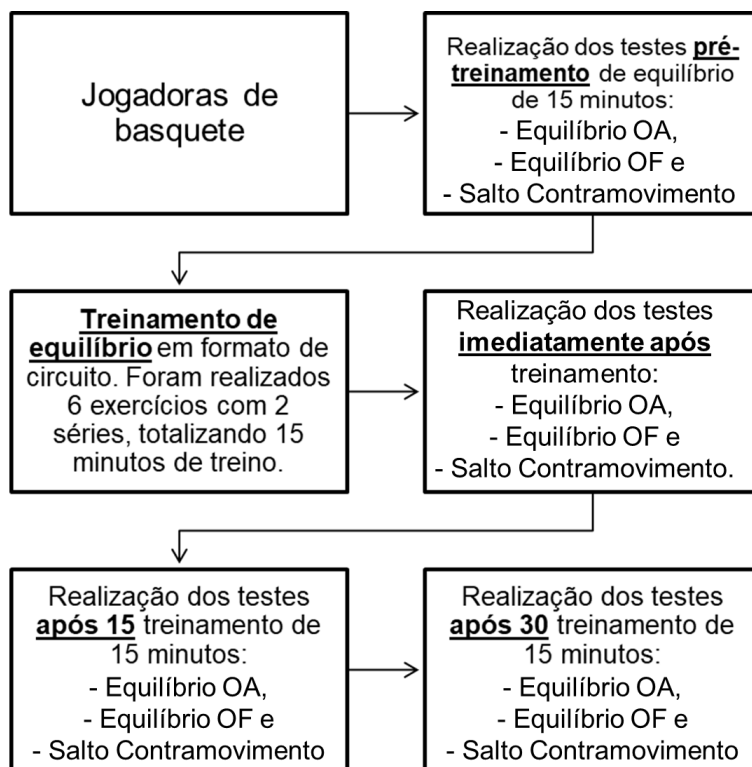


Figura 1: Fluxograma experimento 1.

Treinamento de instabilidade

O treino foi composto por 6 exercícios, em formato de circuito com duração de 15 minutos conforme citado abaixo:

1º) com apoio unipodal, a participante passa a Medicine Ball de 3Kg para trás, girando apenas o tronco, sustentando-se primeiro com a perna direita e depois com a esquerda (2 séries de 30 segundos cada membro) conforme figura 2;



Figura 2: Exercício unipodal com troca de direção.

2º) as atletas executaram agachamentos bipodal no BOSU braços à frente segurando uma Medicine Ball de 3Kg (2 séries de 30s) conforme figura 3;



Figura 3: Agachamento bipodal no BOSU.

3º) agachamento unipodal no BOSU (2 séries de 30s cada membro) conforme figura 4;



Figura 4: Agachamento unipodal no BOSU.

4º) a participante ficou no apoio unipodal no balancim (2 séries de 30s cada membro) conforme figura 5;



Figura 5: Equilíbrio unipodal no balancim.

5º) usando o balancim, a participante mantém o equilíbrio unipodal enquanto o membro contralateral realiza movimentos de flexão e extensão do quadril com o joelho estendido (2 séries de 30s cada membro) conforme figura 6;

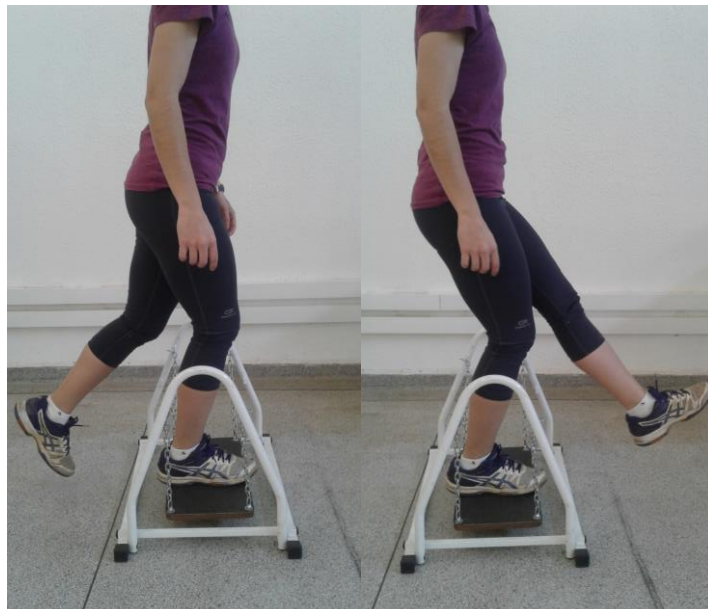


Figura 6: Equilíbrio unipodal no balancim com movimento do membro oposto.

6º) as jogadoras saltaram na cama elástica com intuito de pegar uma bola que foi arremessada durante 1min. Conforme figura 7;



Figura 7: Salto com objetivo de pegar a bola.

Efeito Crônico do treinamento de equilíbrio de quinze minutos melhora as variáveis biomecânicas de atletas de basquetebol.

As participantes foram submetidas aos questionários *Cumberland Ankle Instability Tool* (CAIT) (NORONHA et al., 2008) e Lysholm (PECCIN; CICONELLI; COHEN, 2006), aqueles que obtiverem pontuação mínima nestes testes foram encaminhadas para os demais testes. As participantes foram aleatorizadas em grupo controle (n=15) e grupo treinamento (n=15) através do programa *Microsoft Excel2013*. Neste experimento foi realizado teste pré e pós-treinamento equilíbrio de oito semanas, no qual um grupo composto de jogadoras de basquete que fizeram o treino (GT), outro grupo de jogadoras de basquete que não realizou o treino (GC). Foram feitas avaliações de caracterização da amostra (idade, sexo, peso, altura), de cinestesia, senso de posição ativo, contração isométrica voluntária máxima (CIVM), isocinético 60°/s do membro dominante, equilíbrio olhos abertos e fechados e salto contramovimento conforme figura 8.

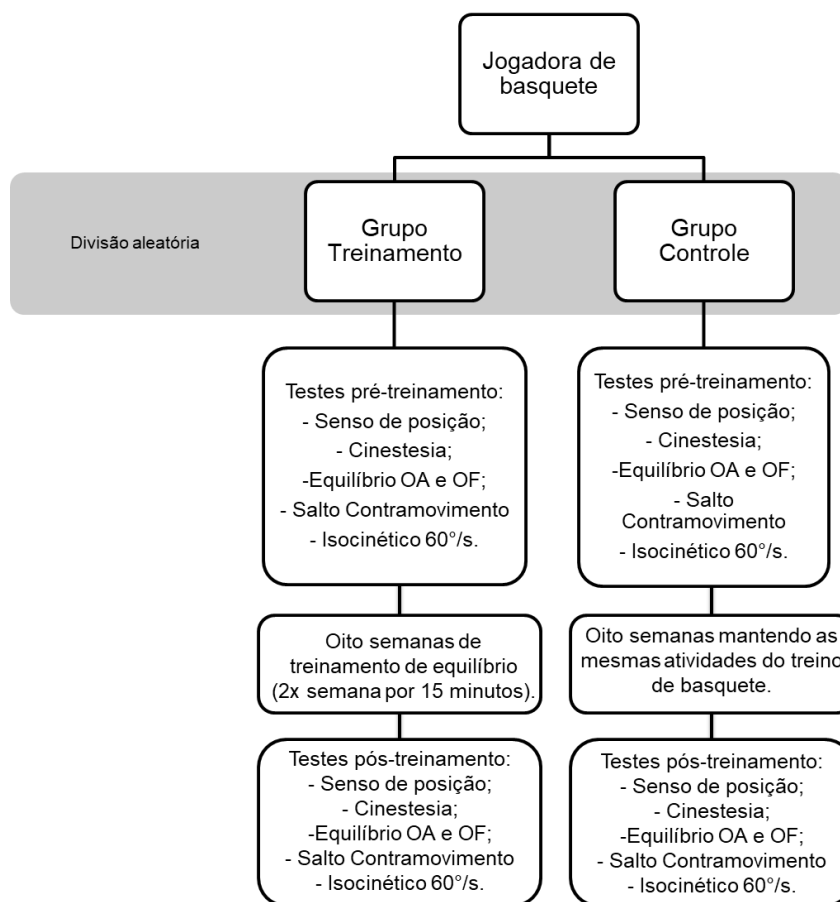


Figura 8: Fluxograma experimento 2.

Foi realizada familiarização dos participantes nas avaliações. Antes da primeira avaliação foi realizado um aquecimento de 5 minutos no cicloergômetro. O grupo GC fez apenas os testes pré e pós oito semanas. O grupo GT fez o treinamento de oito semanas que foi composto por 6 exercícios em formato de circuito com duração de 15 minutos, duas vezes na semana, conforme citado abaixo:

1º) com apoio unipodal, a participante passa a *Medicine Ball* de 3Kg para trás, girando apenas o tronco, sustentando-se primeiro com a perna direita e depois com a esquerda (2 séries de 30 segundos cada membro) conforme figura 2; após quatro semanas o mesmo foi realizado de olhos fechados.

2º) os atletas executaram agachamentos bipodal no BOSU braços à frente segurando uma *Medicine Ball* de 3Kg (2 séries de 30s) conforme figura 3; após quatro semanas o mesmo foi realizado de olhos fechados.

3º) agachamento unipodal no BOSU (2 séries de 30s cada membro) conforme figura 4; após quatro semanas foi realizado o apoio unipodal de olhos fechados conforme figura 9.



Figura 9: Equilíbrio unipodal no BOSU de olhos fechados.

4º) a participante ficou no apoio unipodal no balancim (2 séries de 30s cada membro) conforme figura 5; após quatro semanas a participante

permaneceu no balancim com apoio unipodal quicando uma bola de basquete conforme figura 10.

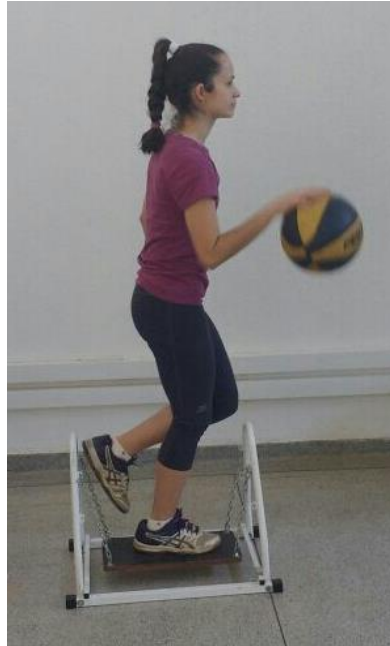


Figura 10: Equilíbrio unipodal no balancim quicando bola.

5º) usando o balancim, a participante mantém o equilíbrio unipodal enquanto o membro contralateral realiza movimentos de flexão e extensão do quadril com o joelho estendido (2 séries de 30s cada membro) conforme figura 6, após quatro semanas o mesmo foi realizado de olhos fechados.

6º) as voluntárias saltaram na cama elástica com intuito de pegar uma bola que foi arremessada durante 1min. Conforme figura 7;

Efeito imediato do treinamento de instabilidade em variáveis neuromusculares de atletas de diversas modalidades.

Os participantes foram 15 homens e 15 mulheres, de diversas modalidades esportivas, foram submetidos aos questionários *Cumberland Ankle Instability Tool* (CAIT) (NORONHA et al., 2008) e Lysholm (PECCIN; CICONELLI; COHEN, 2006), aqueles que obtiverem pontuação mínima nestes testes foram encaminhadas para os demais testes. Foram realizadas avaliações de caracterização da amostra (idade, sexo, peso, altura, tempo de treino, membro dominante). Neste experimento foram feitos testes no pré-treinamento (Pré), pós-treinamento (Pós), após 15 minutos (Pós15) e após 30 minutos (Pós30) de treinamento equilíbrio conforme figura 11.

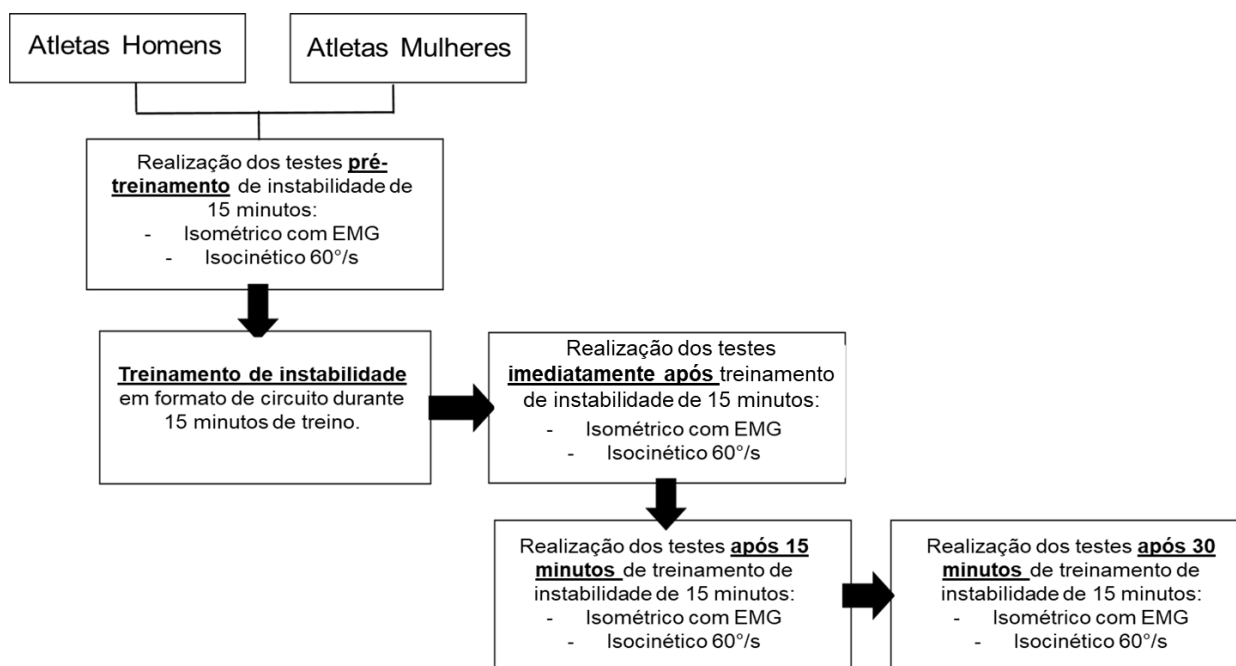


Figura 11: Fluxograma experimento 3.

Foram realizadas avaliações eletromiográficas dos músculos Reto Femoral, Vasto Lateral e Vasto medial do membro dominante durante o teste de Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM) de extensão de joelho por 5 segundos. Também o teste isocinético de joelho na velocidade 60°/s (cinco contrações concêntrica/concêntrica) foi analisado. Foram realizadas três tentativas de cada teste. Foi realizada familiarização dos participantes nas

avaliações. Antes da primeira avaliação foi realizado um aquecimento de 5 minutos no cicloergômetro. O treino foi composto por 6 exercícios e foi realizado em formato de circuito com duração de 15 minutos conforme citado abaixo:

1º) com apoio unipodal, o participante passa a Medicine Ball de 3Kg para trás, girando apenas o tronco, sustentando-se primeiro com a perna direita e depois com a esquerda (2 séries de 30 segundos cada membro) conforme figura 2;

2º) os participantes executaram agachamentos bipodal no BOSU braços à frente segurando uma Medicine Ball de 3Kg (2 séries de 30s) conforme figura 3;

3º) agachamento unipodal no BOSU (2 séries de 30s cada membro) conforme figura 4;

4º) o participante ficou no apoio unipodal no balancim (2 séries de 30s cada membro) conforme figura 5;

5º) usando o balancim, os participantes mantiveram o equilíbrio unipodal enquanto o membro contralateral realiza movimentos de flexão e extensão do quadril com o joelho estendido (2 séries de 30s cada membro) conforme figura 6;

6º) os participantes saltaram na cama elástica com intuito de pegar uma bola que foi arremessada durante 1min conforme figura 7;

5.5 Descrições dos testes

a) Equilíbrio unipodal: foi coletado por meio de dados cinéticos do COP. Foram analisadas quatro condições de equilíbrio, sendo: condição 1: unipodal membro dominante (EUD) e condição 2: unipodal membro não-dominante (EUND), os olhos permaneceram abertos em todos os testes e após os testes foram realizados novamente com os olhos fechados (TEIXEIRA et al., 2008). Cada condição teve duração de 20 segundos. Estes testes foram realizados no experimento 1 e 2.

b) Salto vertical Contramovimento: Para a execução do salto os voluntários foram orientados a alcançar a maior altura partindo da posição de pé, flexionando o quadril e os joelhos próximos de 90° rapidamente e em seguida saltar tocando o solo com a ponta dos pés (HATZE, 1998). Estes testes foram realizados no experimento 1 e 2.

c) Membro dominante: O membro inferior dominante foi considerado o membro que o sujeito escolheu para realizar os seguintes movimentos: chutar uma bola com intensidade moderada e precisão; subir um degrau de 20 cm; recuperação do equilíbrio, após perturbação realizada pelo avaliador. Este desequilíbrio ocorreu pela ação do observador sobre o voluntário por meio de uma força aplicada no ponto médio entre as escápulas o suficiente para exigir que o mesmo dê um passo. A perna que o sujeito usar para recuperar o equilíbrio, foi considerada a perna dominante (HOFFMAN et al., 1998). Estes testes foram realizados nos experimentos 1, 2 e 3.

d) Cinestesia de joelho: O voluntário foi posicionado na cadeira do dinamômetro e estabilizado, na posição sentada. A articulação do joelho foi inicialmente posicionada a 45° de flexão e o eixo articular foi alinhado com o eixo do dinamômetro, previamente calibrado de acordo com os procedimentos técnicos descritos pelo manual do fabricante. Os voluntários foram instruídos a pressionarem o botão “*Hold*” assim que qualquer movimento articular seja perceptivo, sendo então o movimento interrompido e o ângulo registrado. A velocidade foi constante a 2°/s. Após acionar o botão o participante informou a direção do movimento, se para cima ou para baixo, foram realizadas 6 tentativas. Foi realizado com fones de ouvido e olhos vendados. Este teste foi realizado no experimento 2.

e) Senso de posição articular ativo: A posição adotada é a mesma da cinestesia. O ângulo-alvo que foi avaliado é o de 45° de extensão de joelho (VECCHI et al. 2013), a posição inicial do teste foi de 15° de extensão do joelho, seguida de um posicionamento passivo no ângulo-alvo. Essa posição foi mantida por 10 segundos, e, na sequência, o voluntário retorna o membro inferior ao ângulo inicial. Na sequência, o examinador solicita ao participante que retorne as posições memorizadas, realizando uma flexão ativa do joelho até o ângulo-alvo com uma velocidade de 2°/s. Sendo essa posição atingida pelo participante, o mesmo apertou um botão para parar o movimento. Foram realizadas 6 tentativas. Foi realizado com fones de ouvido e olhos vendados. Estes testes foram realizados no experimento 2.

f) Teste de Contração isocinética – O participante assumiu a posição dos testes de senso de posição e cinestesia. No teste isocinético foi avaliado o membro dominante, com amplitude de movimento de 50° (80° - 30°) a uma velocidade de 60°/s no modo concêntrico/concêntrico com 5 repetições. Durante o teste foi instruído ao participante que o mesmo, após o sinal sonoro, realizasse a contração “o mais rápido e o mais forte possível”, além de ser dado estímulo verbal. Estes testes foram realizados nos experimentos 2 e 3. No experimento 3 os testes de contração isocinética foram realizados em conjunto com a eletromiografia dos músculos reto femoral, vasto lateral e vasto medial.

g) Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM): Foram feitos aquecimento e familiarização. Na CIVM tiveram três tentativas com intervalo de dois minutos. O maior torque instantâneo encontrado foi considerado 100% da CIVM. Cada contração isométrica teve duração de cinco segundos (GODINHO et al. 2014). Durante o teste foi instruído ao participante que o mesmo, após o sinal sonoro, realizasse a contração “o mais rápido e o mais forte possível”, além de ser dado estímulo verbal. Este teste foi realizado no experimento 3.

5.6 Análises dos Dados

a) Variáveis de senso de posição: foram analisadas a acurácia, obtida por meio do erro médio em graus do ângulo atingido em relação ao ângulo alvo, e a precisão, obtida por meio da diferença entre os valores obtidos entre as tentativas (ALLEN, 2010).

b) Variáveis de cinestesia: O limiar de percepção do movimento foi obtido a partir do valor médio do ângulo percorrido pela alavanca do dinamômetro isocinético até o momento da interrupção do movimento pelo participante. O ângulo percorrido foi calculado como o ângulo final menos o ângulo inicial. (FONSECA et al., 2005).

c) Variáveis da CIVM: A partir dos valores de torque isométrico máximo foram obtidos os valores de PT extensores. Por fim, os dados de torque do experimento 3, foram analisados por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathwork®).

c) Variáveis do isocinético: A partir dos valores de torque isocinético foram obtidos os valores de PT de flexores e extensores e a razão convencional (PT de torque flexores/ PT de extensores) no experimento 1. Os dados foram analisados pelo *software System4 Advantage* do próprio dinamômetro.

d) Variáveis de equilíbrio: Para aquisição e tratamento dos parâmetros de equilíbrio, foi utilizado o próprio *software Bioanalysis* da plataforma de força. Os parâmetros de equilíbrio analisados foram: área elipse (95%) do COP em centímetros quadrados (A-COP em cm²), velocidade média em centímetros por segundo (VM em cm/s), comprimento (cm).

e) Variáveis Contramovimento: Para aquisição e tratamento dos parâmetros de altura do salto e força de reação do solo, foi utilizado o próprio *software Bioanalysis* da plataforma de força. Os dados de força de reação do solo, foram analisados pelo próprio *software Bioanalysis*, a altura do salto foi analisada por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathwork®) conforme a formula 1 e,

$$(1) \quad \text{Altura} = \frac{1}{8}gt^2 ;$$

f) Variáveis de eletromiografia: Para as variáveis EMG, foi usado o sinal filtrado com o uso de filtro passa alta 20 Hz e filtro passa baixa de 500 Hz. Em seguida realizaremos a análise do sinal EMG no domínio do tempo, por meio do valor de *Root Mean Square* (RMS). Então, a partir das coletas dos dados eletromiográficos, tivemos os valores de RMS no PT isométrico, obtido pela média dos pontos de RMS em uma janela de 100 milissegundos no

momento do PT de cada contração. Os valores de RMS foram normalizados pelo RMS obtido no teste de CIVM. Por fim, os dados de RMS do experimento 3, foram analisados por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathwork®).

g) Eficiência neuromuscular: foi determinada pela divisão do PT extensor, durante o período de 5s, da CIVM pela soma da RMS dos músculos RF, VL e VM. Foram analisadas por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathwork®) seguindo a formula 2 (DESCHENES et al., 2002),

$$(2) \quad \mathbf{ENM} = \frac{\mathbf{PT}}{\mathbf{RMS (RF + VL + VM)}} .$$

5.7 Análise estatística

Inicialmente foram realizados testes de normalidade (Shapiro-Wilk) e de homocedasticidade (Levene) a fim de verificar o atendimento dos pressupostos para testes paramétricos. Garantidas as condições de distribuição normal e variâncias homogêneas, foi utilizado no experimento 1 o teste ANOVA *two way* (tempos [pré vs pós vs pós 15 minutos vs pós 30 minutos] x grupo [treinamento vs não treinamento]) medidas repetidas para o fator tempo, a fim de verificar o comportamento da altura do salto e força de reação do solo, como também das variáveis de equilíbrio: área, comprimento e velocidade do COP nas condições olhos abertos e fechado, com o membro dominante e não dominante. Utilizou-se para o experimento 2 o teste ANOVA *two way* (grupo [treinamento vs controle] x tempo [pre vs pós]) medidas repetidas para o fator tempo, a fim de verificar o comportamento na altura e força de reação do solo do salto contramovimento, das variáveis de equilíbrio: área, comprimento e velocidade do COP nas condições olhos abertos e fechado, com o membro dominante e não dominante. Do comportamento do PT isométrico, isocinético, do senso de posição e cinestesia. Utilizou-se também no experimento 3 o teste ANOVA *two way* (tempos [pré vs pós vs pós 15 minutos vs pós 30 minutos] x grupo [Homens vs Mulheres]) medidas repetidas para o fator tempo, a fim de verificar o comportamento do PT e ENM. Na sequência utilizou-se a ANOVA *one way*, com correção de *Bonferroni* para análises par a par quando encontradas interações ou quando encontrados somente efeitos principais. Para todas as variáveis foram adotados o nível de significância de $\alpha < 0.05$.

Todas as análises foram realizadas no pacote estatístico IBM SPSS *Statistics*, versão 18 (IBM Corp. in Armonk, NY, USA).

6 – RESULTADOS

Experimento 1: Efeito imediato do treinamento de instabilidade no equilíbrio postural e desempenho do salto de jogadoras de basquetebol.

A Tabela 1 mostra as variáveis antropométricas, relacionadas à amostra, não apresentando diferença entre os grupos.

Tabela 1. Características antropométricas

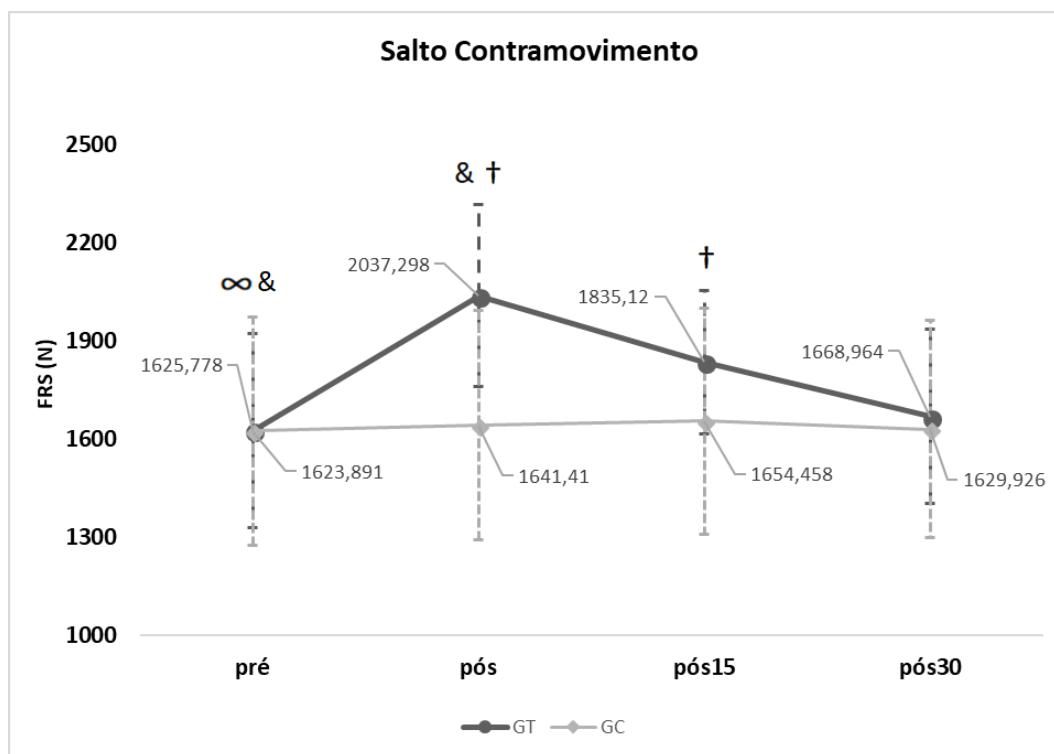
	Todos	n=30	GT	n=15	GC	n=15
Idade (anos)	25.1	±3.2	24.7	±4.3	25.3	±2.6
Altura(cm)	175.7	±6.8	175.1	±6.9	176.2	±6.2
Massa (kg)	66.8	±9.4	68.5	±9.8	64.1	±8.5
IMC (kg/m ²)	21.8	±2.7	22.4	±2.6	20.6	±2.8

Parâmetros gerais como idade e antropométricos como altura, massa são apresentados pela média e desvio padrão. IMC, Índice de Massa Corporal. GT= Grupo treinamento. GC= grupo controle; n= número de sujeitos.

Salto contramovimento:

Em relação à altura do salto, os grupos treinamento e não treinamento não apresentaram diferença entre os tempos, os grupos permaneceram com o mesmo comportamento no decorrer dos testes. Já em relação a força de reação do solo (FRS) (gráfico 1), o GT apresentou diferença nas avaliações Pré vs Pós, $p < 0,000$; Pré vs Pós15, $p = 0,009$; Pós vs Pós15, $p = 0,005$; Pós vs Pós30, $p < 0,000$; Pós15 vs Pós30, $p = 0,019$. Em relação ao Pré com o Pós30, não houve diferença sendo o $p > 0,05$.

Gráfico 1. Força de Reação do Solo (FRS) do salto contramovimento.



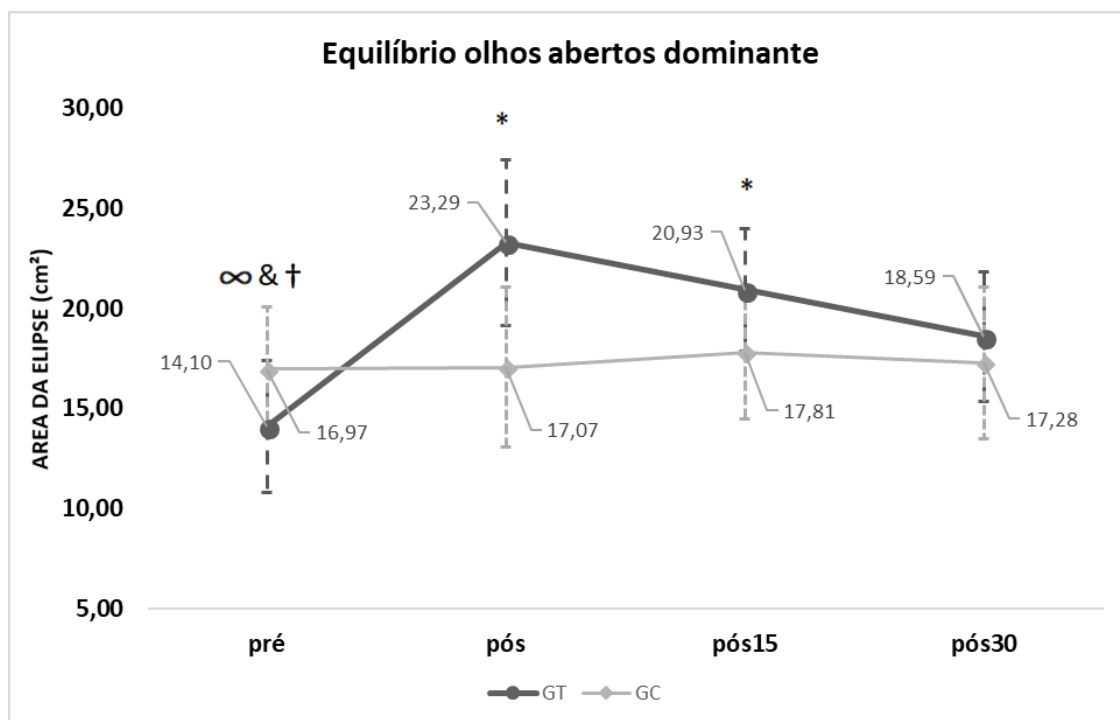
GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos. * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos.

Caracterizando um aumento da FRS imediatamente após ao treinamento de 25%, entretanto apresentando retorno gradativo, após 15 minutos apresentou ainda um aumento de 13% e após 30 minutos, com apenas 3% maior que o valor basal.

Olhos abertos com apoio do membro inferior dominante (OAD):

Em relação as avaliações de equilíbrio unipodal do membro inferior dominante de olhos abertos, o grupo treinamento apresentou diferença na área do COP nas seguintes relações: Pré vs pós, $p < 0,000$; Pré vs Pós15, $p = 0,001$; Pré vs Pós 30, $p = 0,013$; Caracterizando um aumento da área do COP após o treinamento, e não retornando ao valor basal após 30 minutos (gráfico 2).

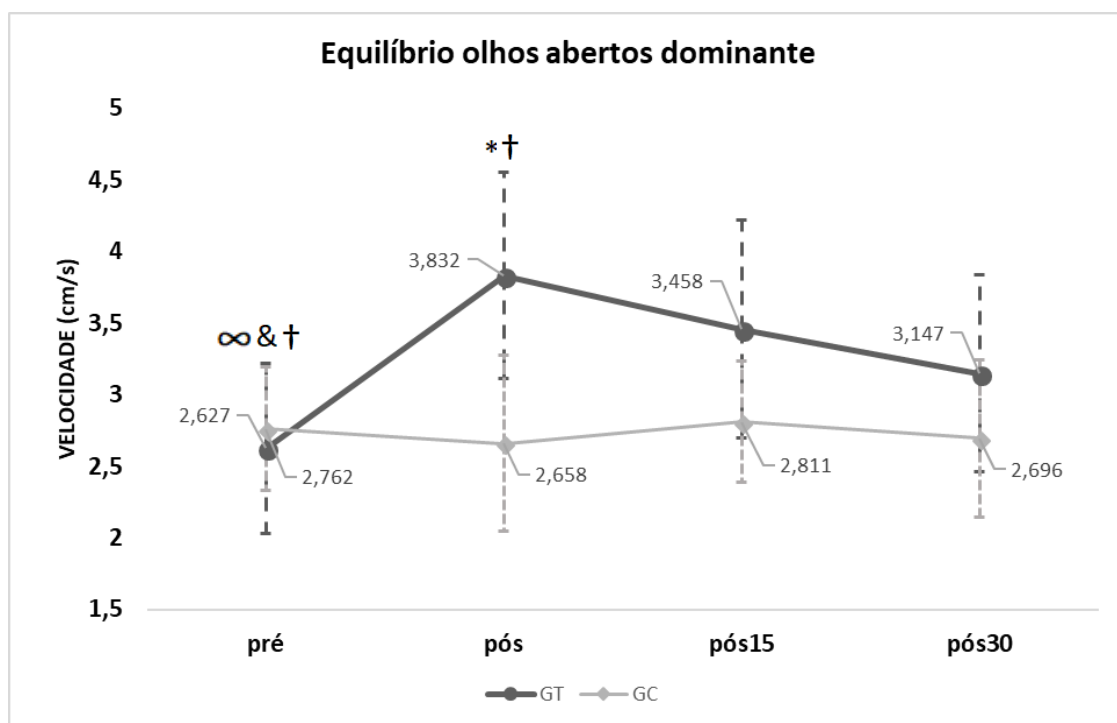
Gráfico 2. Área da elipse do COP no equilíbrio unipodal do membro dominante com olhos abertos.



GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos. * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos.

Em relação a velocidade do COP no teste unipodal do membro dominante com olhos abertos, o GT apresenta diferença nas avaliações: Pré vs pós, $p < 0,000$; Pré vs Pós15, $p < 0,000$; Pré vs Pós 30, $p = 0,003$; entre Pós vs Pós 30, $p = 0,002$. Caracterizando um aumento da velocidade do COP imediatamente após o treinamento, tendo um retorno gradativo, mas não retornando ao valor basal após 30 minutos (gráfico 3).

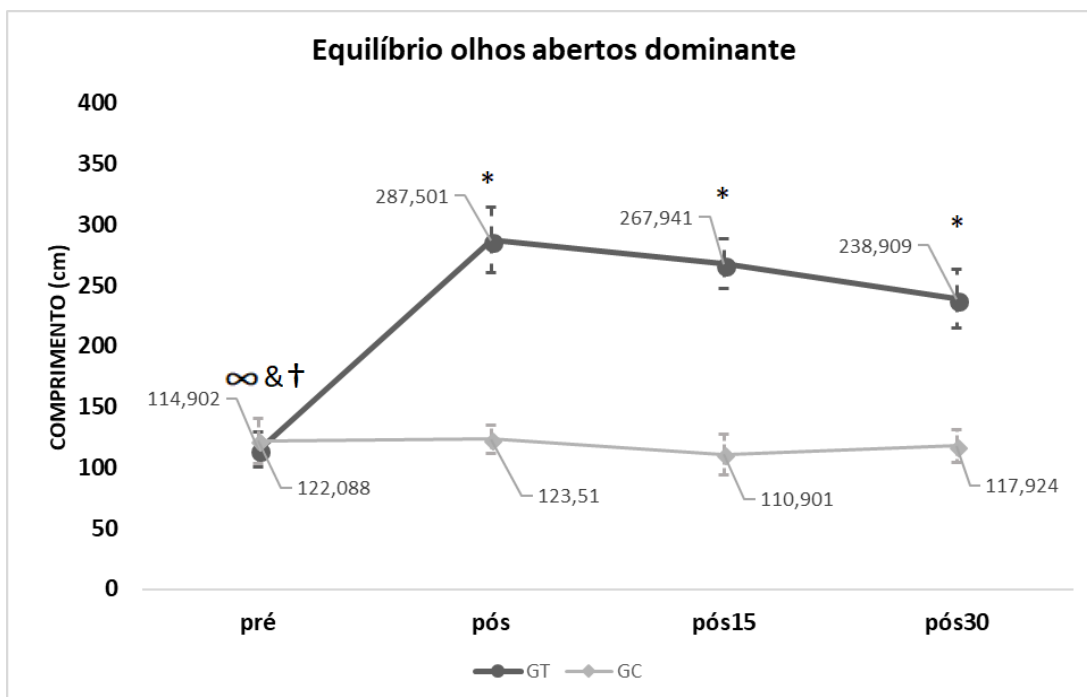
Gráfico 3. Velocidade do COP do equilíbrio unipodal do membro dominante com olhos abertos.



GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos. * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos.

Em relação a comprimento do COP no teste unipodal do membro inferior dominante com olhos abertos, o GT apresenta diferença nas avaliações: Pré vs pós, $p < 0,000$; Pré vs Pós15, $p = 0,004$ Pré vs Pós30 = $0,009$; mas não apresenta diferença quando comparamos os demais tempos. Caracterizando um aumento do comprimento do COP imediatamente após o treinamento, tendo um retorno gradativo, mas não retornando ao valor basal após 30 minutos (gráfico 4).

Gráfico 4. Comprimento do COP do equilíbrio unipodal com membro inferior dominante de olhos abertos.

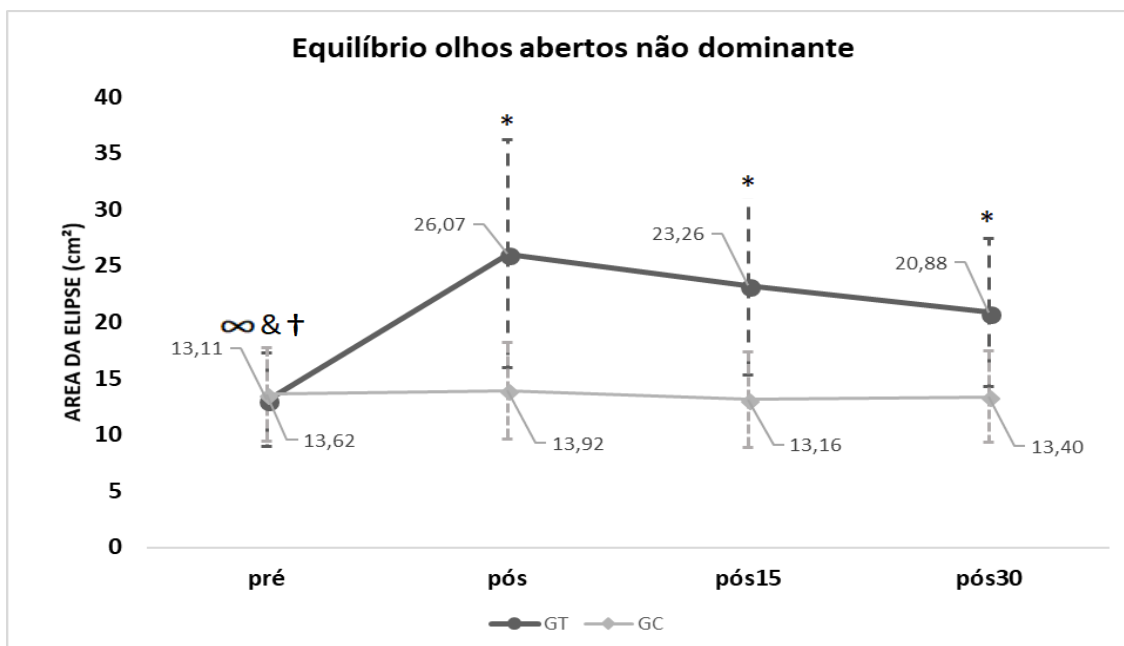


GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos. * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos.

Teste de olhos abertos e membro inferior não-dominante (OAND):

Em relação a área do COP no teste unipodal com apoio do inferior não-dominante com olhos abertos, o grupo treinamento apresenta diferença nas avaliações: Pré vs pós, $p < 0,000$; Pré vs Pós15, $p < 0,000$; Pré vs Pós30, $p = 0,001$; também Pós vs Pós15, $p = 0,374$; entretanto não apresentando diferença entre Pós vs Pós30, $p = 0,239$; Pós15 vs Pós30, $p > 1,000$. Caracterizando um aumento da área do COP imediatamente após o treinamento, e não retornando ao valor basal após 30 minutos (gráfico 5).

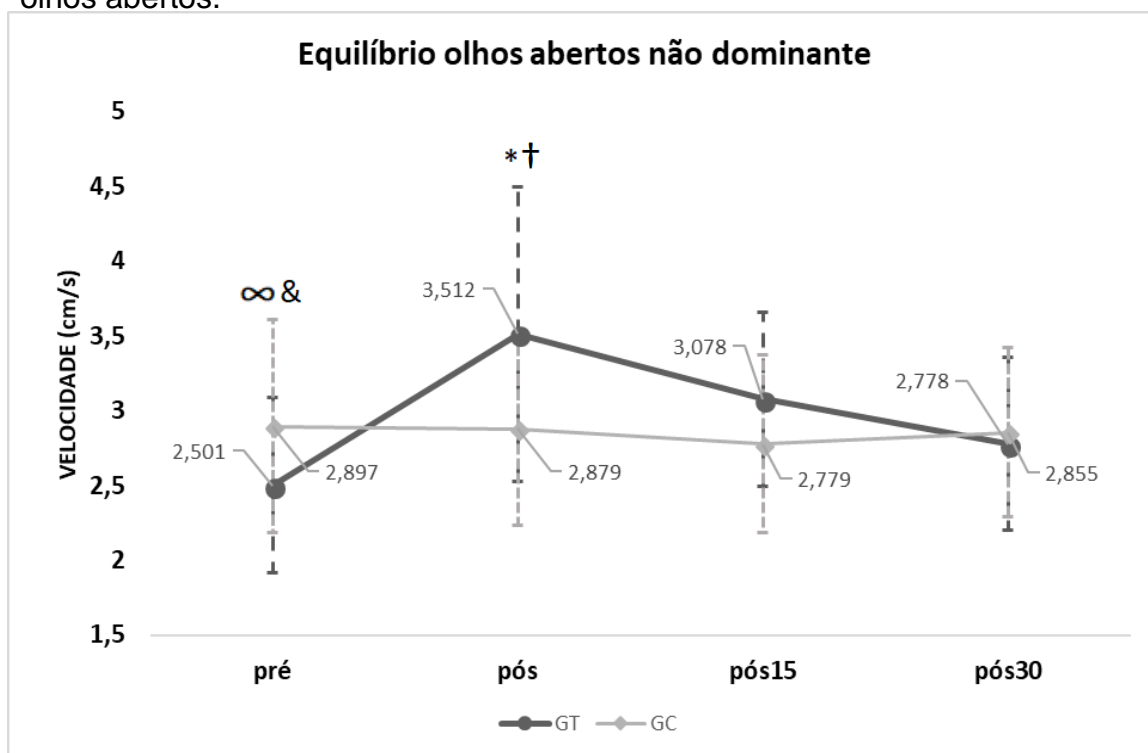
Gráfico 5. Área da elipse do COP do equilíbrio unipodal com o membro não dominante de olhos abertos.



GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos. * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos.

Em relação a velocidade do COP no teste unipodal com o membro não-dominante e os olhos abertos, o grupo treinamento apresenta diferença nas avaliações: Pré vs pós, $p=0,001$; Pré vs Pós15, $p=0,013$; entre Pós vs Pós 30, $p=0,004$. Caracterizando um aumento da velocidade do COP imediatamente após o treinamento, tendo um retorno gradativo e após 30 minutos não apresenta mais diferença estatística em relação ao valor basal (gráfico 6).

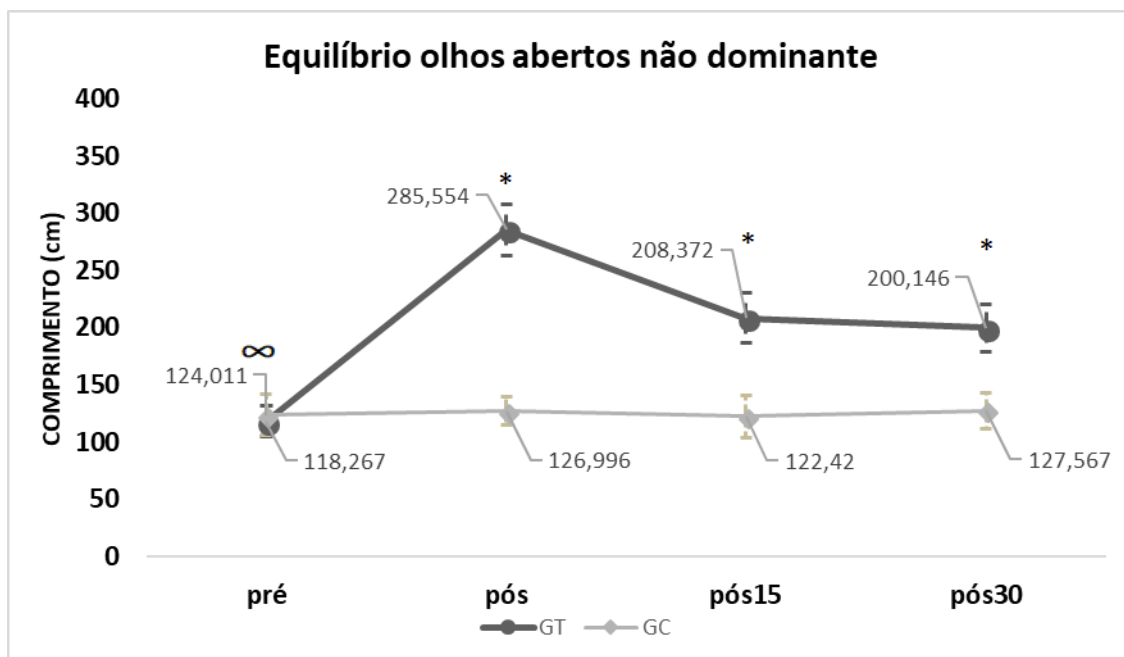
Gráfico 6. Velocidade do COP do equilíbrio do membro não dominante com os olhos abertos.



GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos. * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos.

Em relação ao comprimento do COP no teste unipodal do membro não-dominante com olhos abertos, o grupo treinamento apresenta diferença nas avaliações: Pré vs pós, $p < 0,000$; também Pós vs Pós 15, $p = 0,002$, entre Pós vs Pós 30, $p < 0,000$. Caracterizando um aumento do comprimento do COP imediatamente após o treinamento, diminuindo após 15 minutos, não apresentando mais diferença estatística após 15 e 30 minutos, com tendência a retornar ao valor basal (gráfico 7).

Gráfico 7. Comprimento do COP do equilíbrio do membro não dominante com olhos abertos.

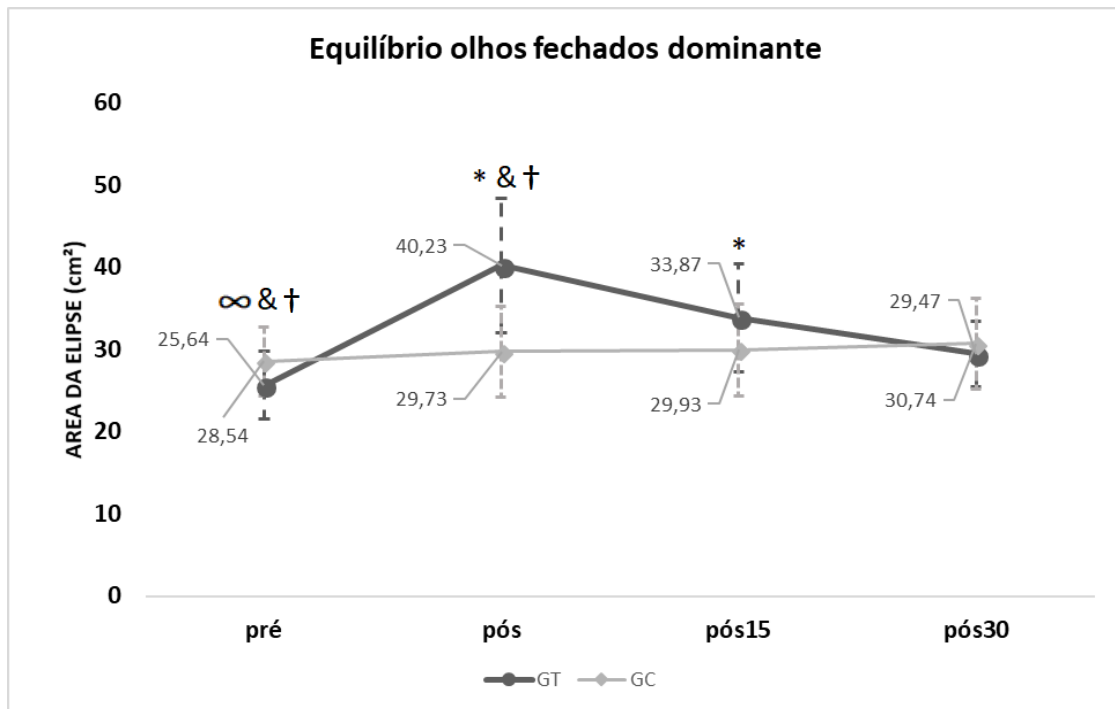


GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos. * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino.

Teste de equilíbrio unipodal com o membro inferior dominante de olhos fechados (OFD).

Em relação a área do COP no teste unipodal do membro não-dominante com olhos abertos, o GT apresenta diferença nas avaliações: Pré vs pós, $p < 0,000$; Pré vs Pós15, $p = 0,002$; Pré vs Pós30, $p = 0,016$; também Pós vs Pós15, $p = 0,004$; Pós vs Pós30, $p = 0,001$. Caracterizando um aumento da área imediatamente após ao treinamento, sem retornar ao valor basal após 30 minutos (gráfico 8).

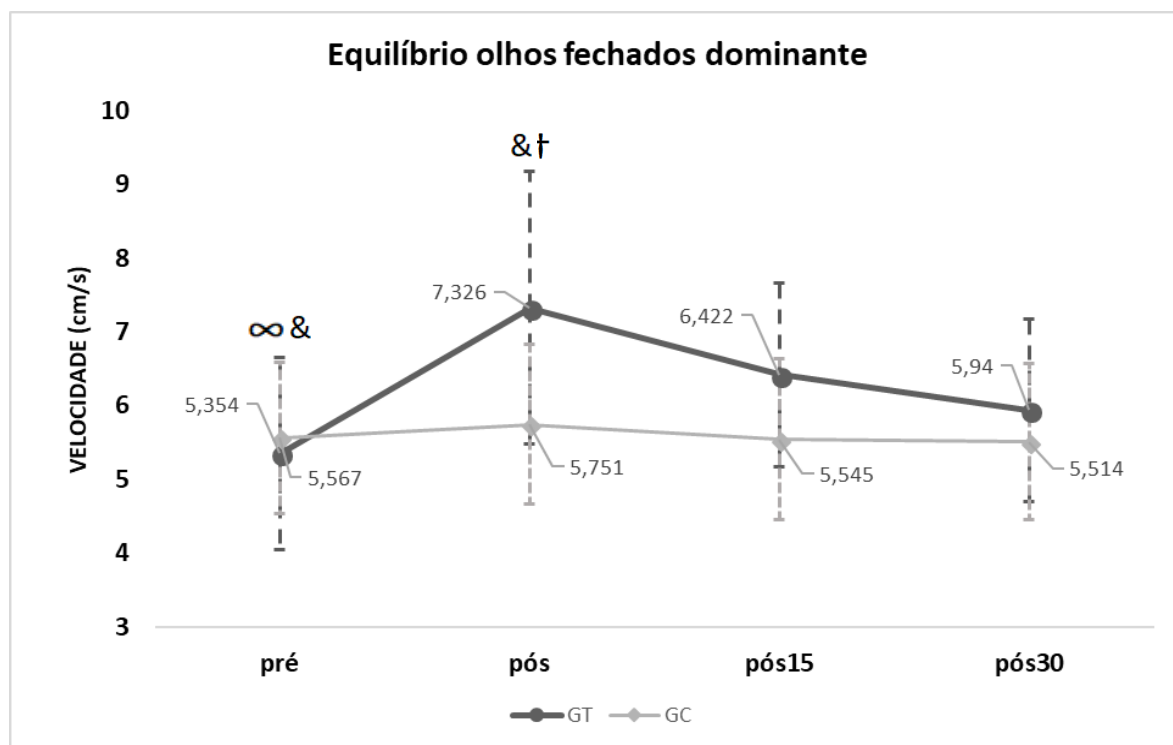
Gráfico 8. Área da elipse do COP do equilíbrio do membro inferior dominante com os olhos fechados.



GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos. * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos.

Em relação a velocidade do COP no teste unipodal do membro dominante com olhos fechados, o grupo treinamento apresenta diferença nas avaliações: Pré vs pós, $p < 0,000$; Pré vs Pós15, $p = 0,001$; Pós vs Pós15, $p = 0,007$; entre Pós vs Pós30, $p < 0,000$. Caracterizando um aumento da velocidade do COP imediatamente após o treinamento, tendo um retorno gradativo e após 30 minutos não apresenta mais diferença estatística em relação ao valor basal (gráfico 9).

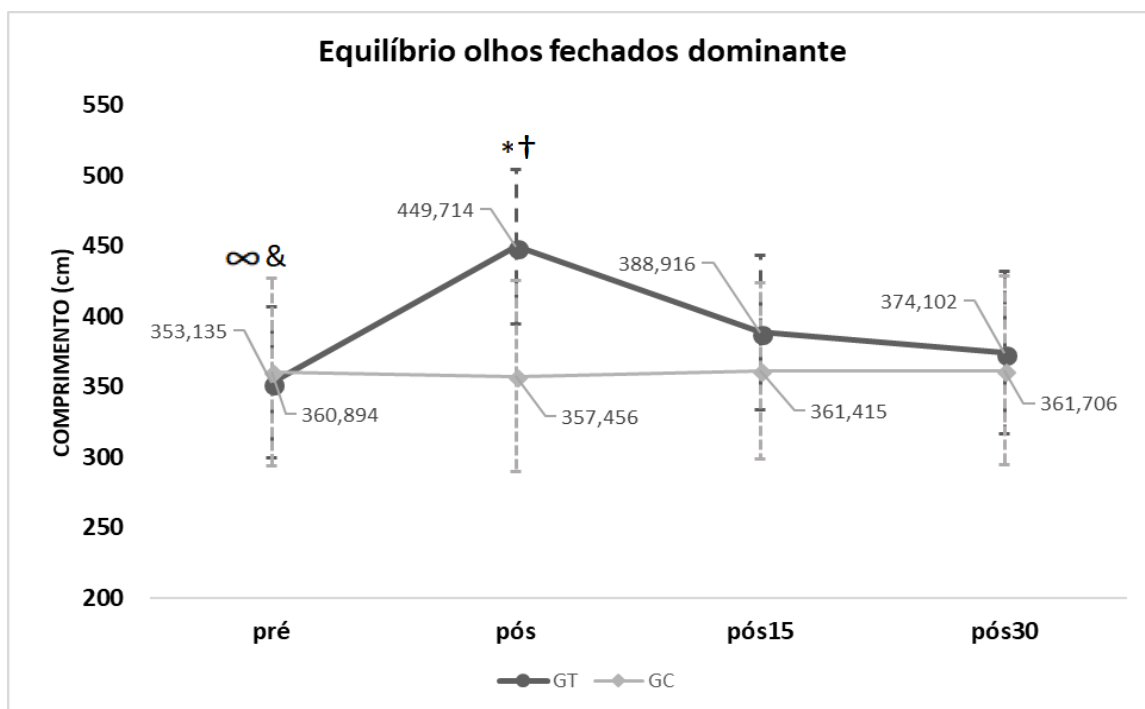
Gráfico 9. Velocidade do COP durante o teste de equilíbrio unipodal do membro dominante com olhos fechados.



GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos; ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos.

Em relação ao comprimento do COP no teste unipodal do membro dominante com olhos fechados, o GT apresenta diferença nas avaliações: Pré vs pós, $p < 0,000$; Pré vs Pós15, $p = 0,001$; Pré vs Pós30, $p = 0,049$ entre Pós vs Pós30, $p = 0,009$. Caracterizando um aumento do comprimento do COP imediatamente após o treinamento, diminuindo após 15 minutos, mas ainda aos 30 minutos apresenta diferença estatística em relação ao valor basal (gráfico 10).

Gráfico 10. Comprimento do COP durante o teste de equilíbrio unipodal com membro inferior dominante com os olhos fechados.

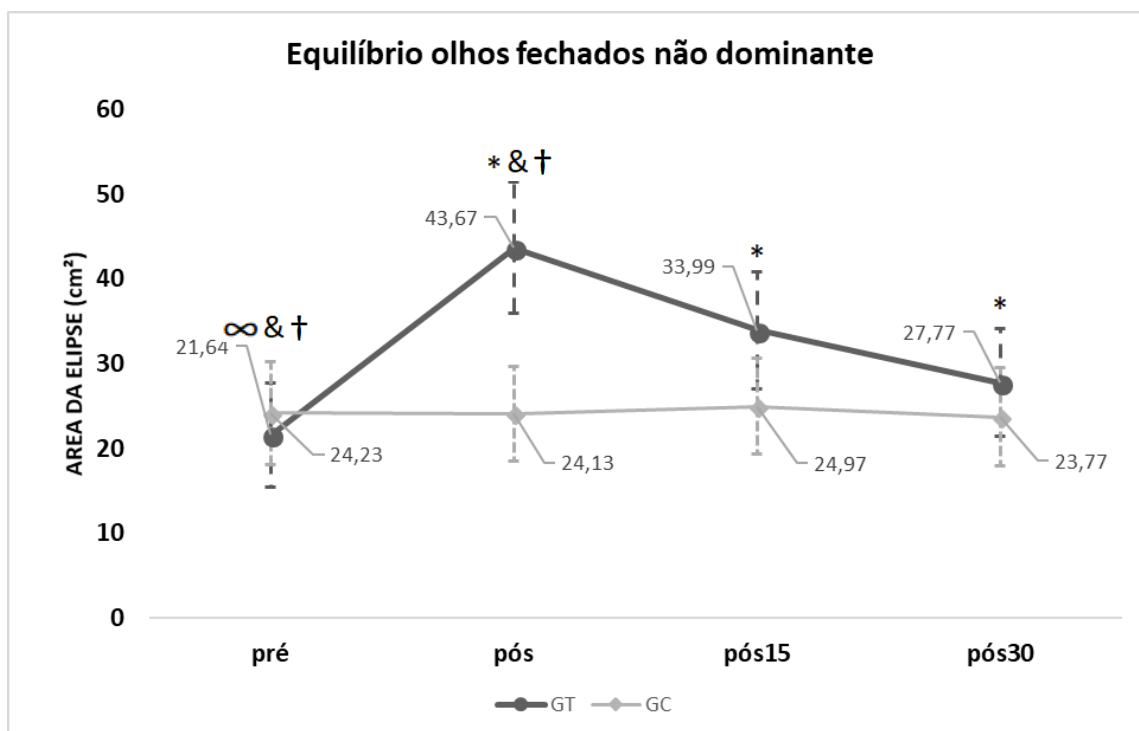


Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 15 minutos. * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos.

Teste de equilíbrio unipodal com o membro inferior não-dominante com os olhos fechados (OFND).

Em relação a área do COP no teste de equilíbrio unipodal com o membro inferior não-dominante e com os olhos fechados, o GT apresenta diferença nas avaliações: Pré vs pós, $p < 0,000$; Pré vs Pós15, $p = 0,001$; Pré vs Pós30, $p = 0,018$; também Pós vs Pós15, $p = 0,003$; entre Pós vs Pós30, $p < 0,000$; mas não apresenta diferença quando comparamos Pós15 vs Pós30, $p = 0,470$. Caracterizando um aumento da área do COP imediatamente após o treinamento, tendo um retorno gradativo, mas não retornando ao valor basal após 30 minutos (gráfico 11).

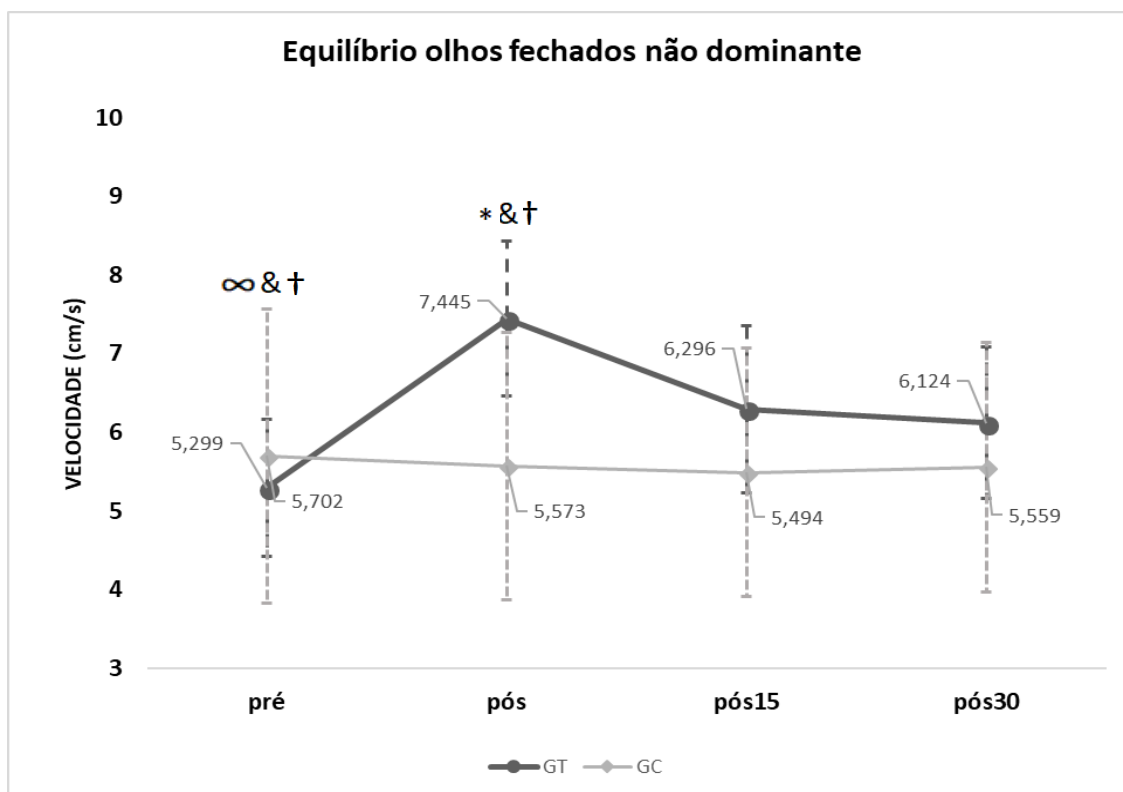
Gráfico 11. Área da elipse do COP obtida no teste de equilíbrio unipodal com o membro inferior não dominante com os olhos fechados.



GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos. * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos.

Em relação a velocidade do COP no teste unipodal do membro não-dominante com olhos fechados, o GT apresenta diferença nas avaliações: Pré vs pós, $p < 0,000$; Pré vs Pós15, $p = 0,004$; Pré vs Pós30, $p = 0,014$; Pós vs Pós15, $p = 0,001$; entre Pós vs Pós30, $p = 0,001$. Caracterizando um aumento da velocidade do COP imediatamente após o treinamento, tendo um retorno gradativo após, mas não retornando ao valor basal após 30 minutos (gráfico 12).

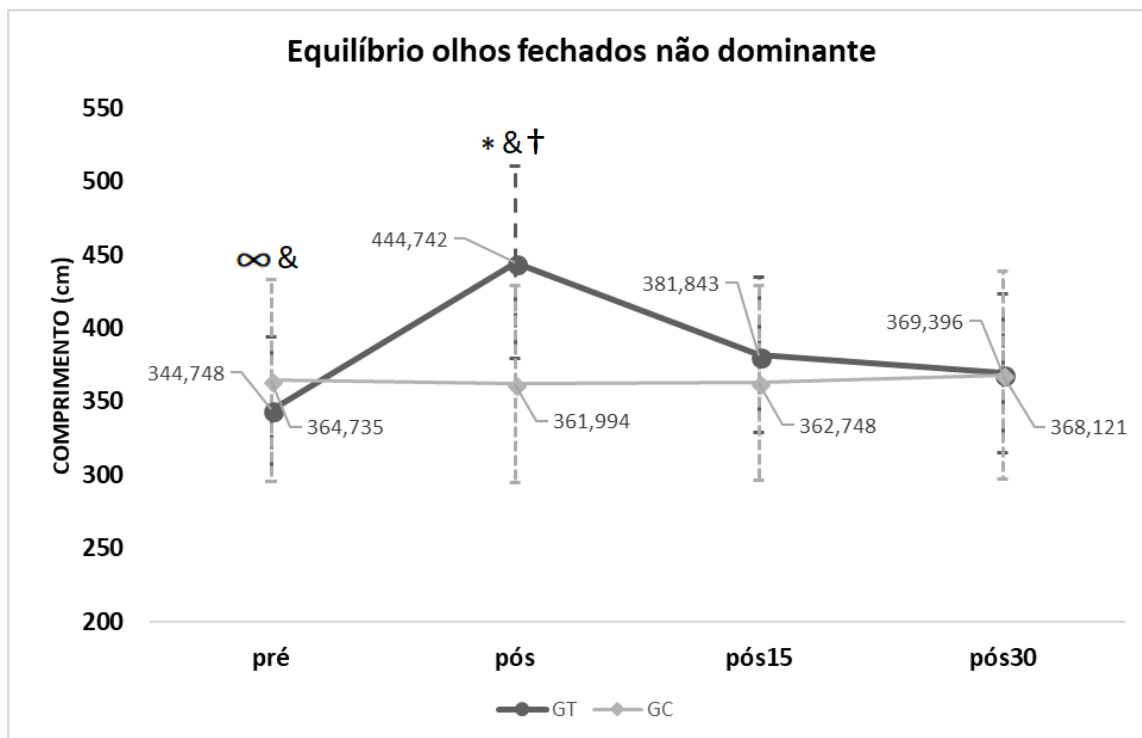
Gráfico 12. Velocidade do COP durante o teste de equilíbrio unipodal do membro inferior não dominante com olhos fechados.



GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos. * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos.

Em relação ao comprimento do COP no teste unipodal com o membro não-dominante e com os olhos fechados, o grupo treinamento apresenta diferença nas avaliações: Pré vs pós, $p < 0,000$; Pré vs Pós15, $p < 0,000$; Pós vs Pós15, $p = 0,032$ e entre Pós vs Pós30, $p = 0,009$. Caracterizando um aumento do comprimento do COP imediatamente após o treinamento, tendo um retorno gradativo e após 30 minutos não apresenta mais diferença estatística em relação ao valor basal (gráfico 13).

Gráfico 13. Comprimento do COP durante teste de equilíbrio unipodal com membro inferior não dominante com os olhos fechados.



GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos. * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos.

Experimento 2: Efeito Crônico do treinamento de equilíbrio de quinze minutos melhora as variáveis biomecânicas de atletas de basquetebol.

A Tabela 2 apresenta as variáveis antropométricas, relacionadas à amostra, não apresentando diferença entre os grupos. O GC não apresentou diferenças em relação ao GT nas medidas pré treinamento.

Tabela 2. Características antropométricas dos grupos.

	Todos	n=30	GT	n=15	GC	n=15
Idade (anos)	25.1	±3.2	24.7	±4.3	25.3	±2.6
Altura(cm)	175.7	±6.8	175.1	±6.9	176.2	±6.2
Peso (kg)	66.8	±9.4	68.5	±9.8	64.1	±8.5
IMC (kg/m ²)	21.8	±2.7	22.4	±2.6	20.6	±2.8

Variáveis quantitativas são mostradas como média e desvio padrão. IMC, Índice de Massa Corporal. GT= grupo treinamento; GC=grupo controle; n= número de sujeitos.

Salto Contramovimento:

Em relação à altura do salto, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $0,252 \pm 0,041$, pós: $0,263 \pm 0,053$. Apresentando diferença na avaliação Pré vs pós, $p=0,001$. Caracterizando um aumento de 4% da altura do salto após oito semanas de treinamento, conforme gráfico 14A.

Em referência a FRS, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $1625,77 \pm 296,33$, Pós: $1403,28 \pm 199,87$. Apresentando diferença na avaliação Pré vs Pós, $p=0,010$. Caracterizando uma diminuição da força de reação do solo de 13% após oito semanas de treinamento, conforme gráfico 14B.

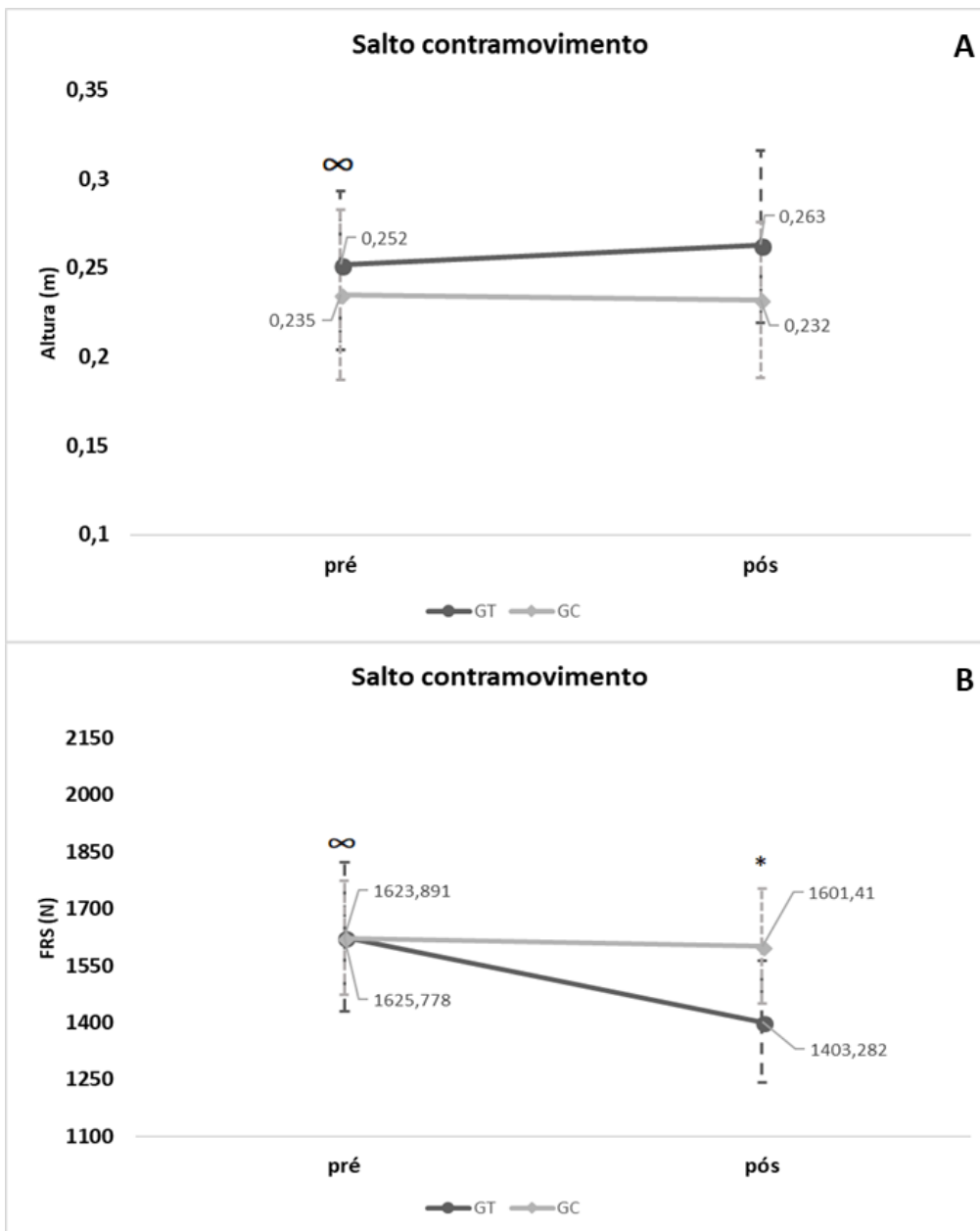


Gráfico 14. Salto contramovimento pré e pós treinamento.

GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós = Avaliação pós treinamento; * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino; FRS= Força de reação do solo.

Equilíbrio unipodal com olhos abertos do membro dominante (OAD)

Em relação a área do COP, o GT apresenta uma diminuição da área após o treinamento, entretanto sem apresentar diferença significativa, sendo $p=0,051$.

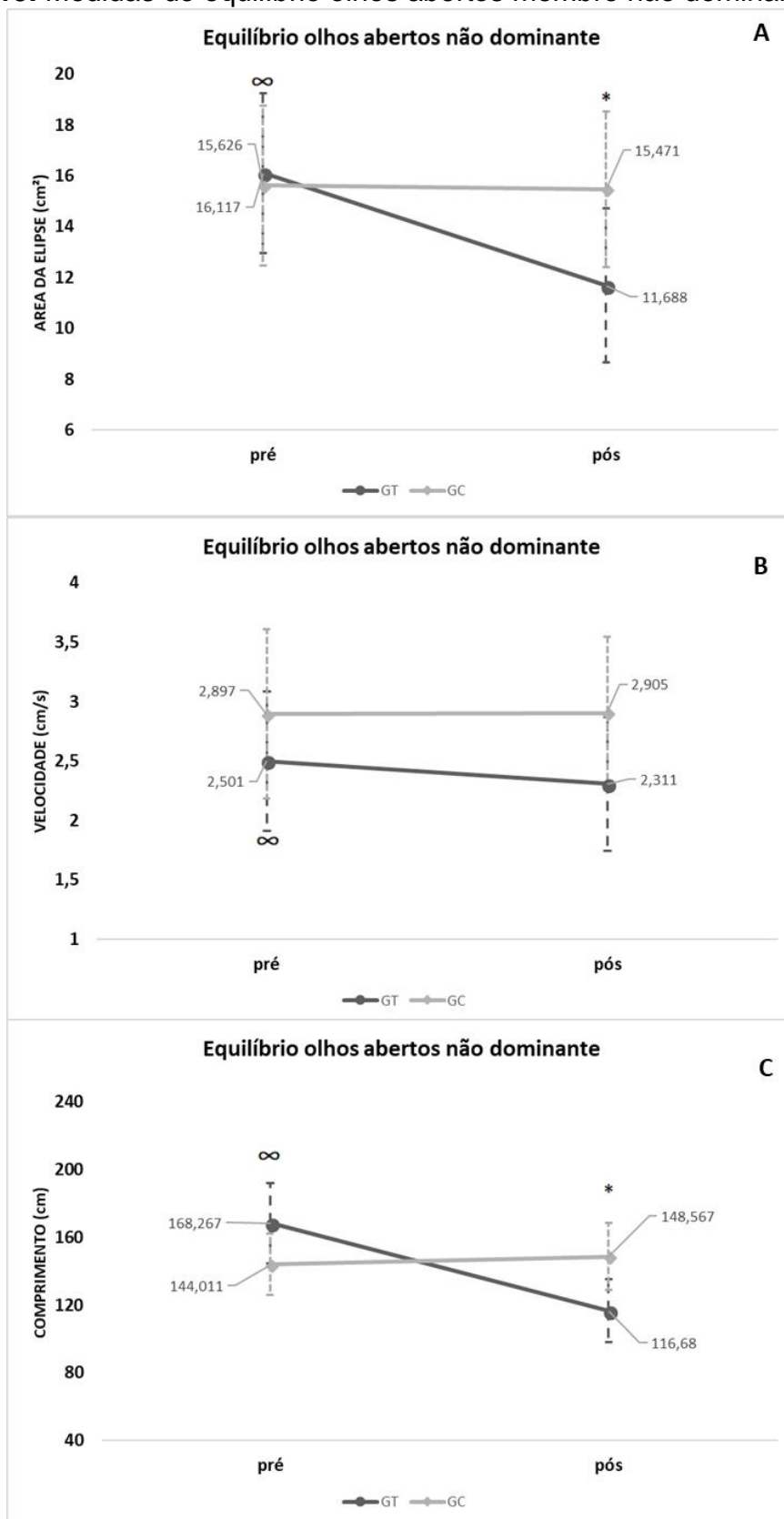
Equilíbrio unipodal com os olhos abertos do membro não dominante (OAND)

Em relação a área do COP, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $13,11 \pm 4,14$, pós: $11,68 \pm 3,32$. O GC apresenta média e desvio padrão nas avaliações respectivamente. Pré: $13,62 \pm 4,14$, pós: $13,47 \pm 3,97$. Caracterizando uma diminuição da área do COP após o treinamento, apresentando diferença estatística com o $p=0,001$, conforme o gráfico 15A.

Em relação a velocidade do COP, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $2,50 \pm 0,58$, pós: $2,31 \pm 0,56$. O GC apresenta média e desvio padrão nas avaliações respectivamente. Pré: $2,89 \pm 0,71$, pós: $2,90 \pm 0,64$. Caracterizando uma diminuição velocidade do COP após o treinamento, apresentando diferença estatística com o $p=0,014$, conforme o gráfico 15B.

Em relação ao comprimento do COP, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $318,26 \pm 53,80$, pós: $296,68 \pm 48,54$. O GC apresenta média e desvio padrão nas avaliações respectivamente. Pré: $324,01 \pm 47,97$, pós: $324,56 \pm 49,86$. O GT, apresentou uma diminuição comprimento do COP após o treinamento, apresentando diferença estatística com o $p<0,000$, conforme o gráfico 15C.

Gráfico 15. Medidas de equilíbrio olhos abertos membro não dominante.



GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós = Avaliação pós treinamento; * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino;

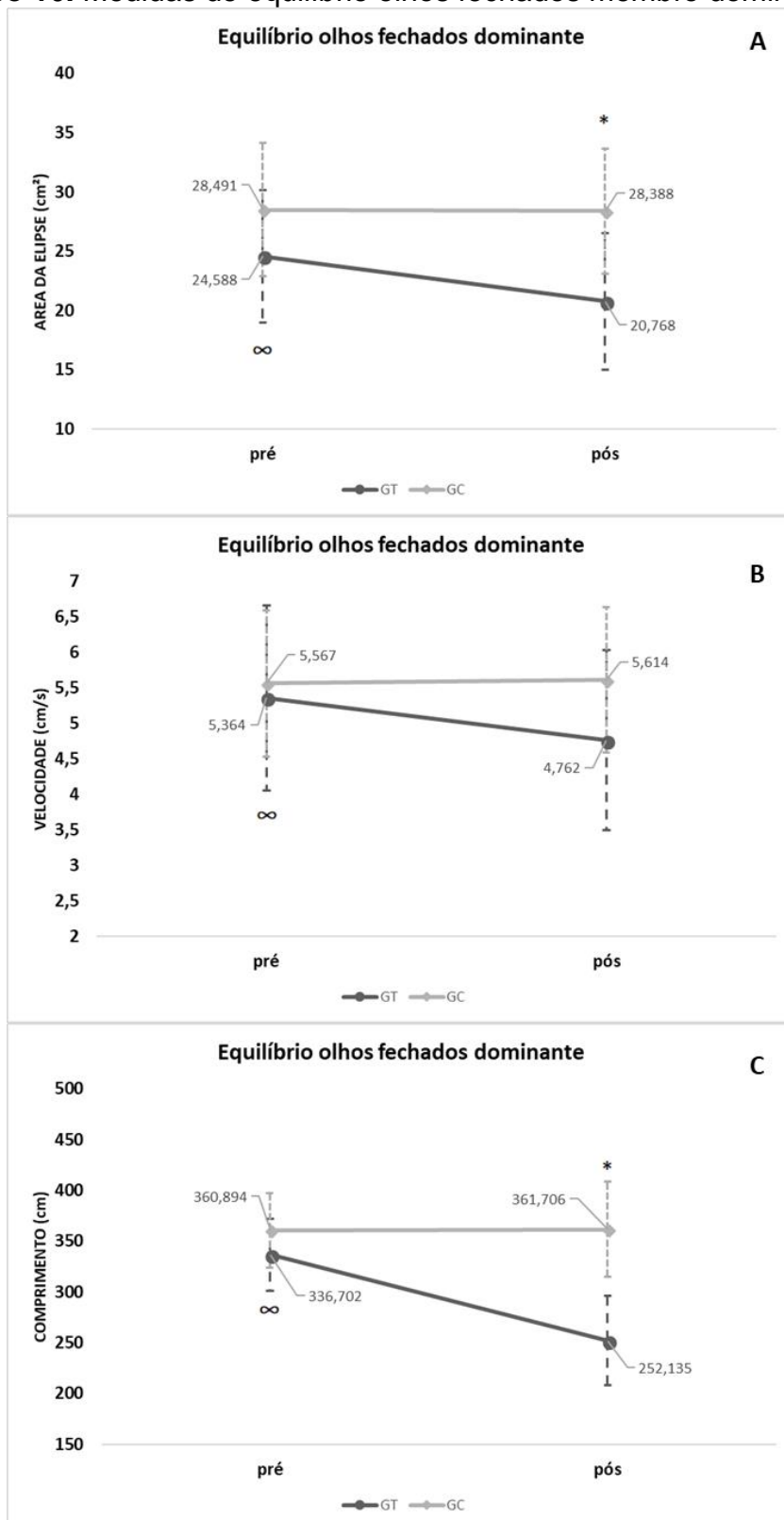
Equilíbrio unipodal olhos fechados membro dominante (OFD)

Em relação a área do COP, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $24,58 \pm 7,58$, pós: $21,76 \pm 5,73$. O GC apresenta média e desvio padrão nas avaliações respectivamente. Pré: $30,49 \pm 5,61$, pós: $30,38 \pm 5,28$. Caracterizando uma diminuição da área do COP após o treinamento, apresentando diferença estatística com o $p=0,005$, conforme o gráfico 16A.

Em relação a velocidade do COP, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $5,36 \pm 1,30$, pós: $4,76 \pm 1,26$. O GC apresenta média e desvio padrão nas avaliações respectivamente. Pré: $5,56 \pm 1,02$, pós: $5,614 \pm 1,02$. Caracterizando uma diminuição velocidade do COP após o treinamento, apresentando diferença estatística com o $p<0,000$, conforme o gráfico 16B.

Em relação ao comprimento do COP, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $336,70 \pm 55,61$, pós: $252,13 \pm 53,93$. O GC apresenta média e desvio padrão nas avaliações respectivamente. Pré: $360,89 \pm 66,73$, pós: $361,70 \pm 66,93$. O GT, apresentou uma diminuição comprimento do COP após o treinamento, apresentando diferença estatística com o $p=0,002$, conforme o gráfico 16C.

Gráfico 16. Medidas de equilíbrio olhos fechados membro dominante.



GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós = Avaliação pós treinamento; * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino;

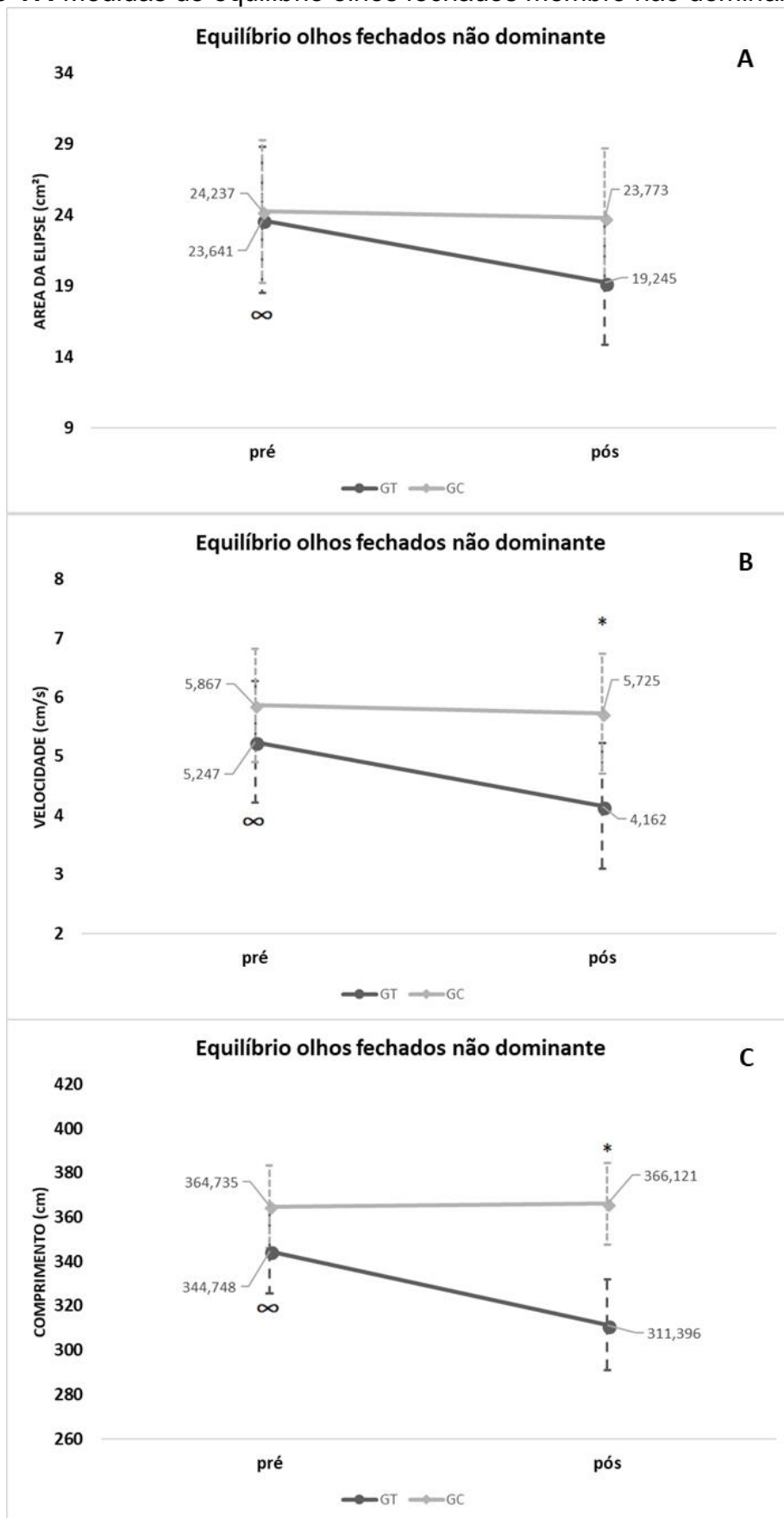
Equilíbrio com olhos fechados do membro não dominante (OFND)

Em relação a área do COP, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $21,64 \pm 6,17$, pós: $19,25 \pm 5,40$. O GC apresenta média e desvio padrão nas avaliações respectivamente. Pré: $24,23 \pm 6,04$, pós: $23,77 \pm 5,88$. Caracterizando uma diminuição da área do COP após o treinamento, apresentando diferença estatística com o $p < 0,000$, conforme gráfico 17A.

Em relação a velocidade do COP, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $5,24 \pm 1,03$, pós: $4,16 \pm 1,06$. O GC apresenta média e desvio padrão nas avaliações respectivamente. Pré: $5,86 \pm 0,95$, pós: $5,72 \pm 1,01$. Caracterizando uma diminuição da velocidade do COP após o treinamento, apresentando diferença estatística com o $p < 0,001$, conforme gráfico 17B.

Em relação ao comprimento do COP, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $344,74 \pm 49,15$, pós: $321,39 \pm 40,39$. O GC apresenta média e desvio padrão nas avaliações respectivamente. Pré: $364,73 \pm 68,78$, pós: $366,12 \pm 70,43$. O grupo que realizou o treinamento, apresentou uma diminuição comprimento do COP após o treinamento, apresentando diferença estatística com o $p < 0,000$, conforme gráfico 17C.

Gráfico 17. Medidas de equilíbrio olhos fechados membro não dominante.



GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós = Avaliação pós treinamento; * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino;

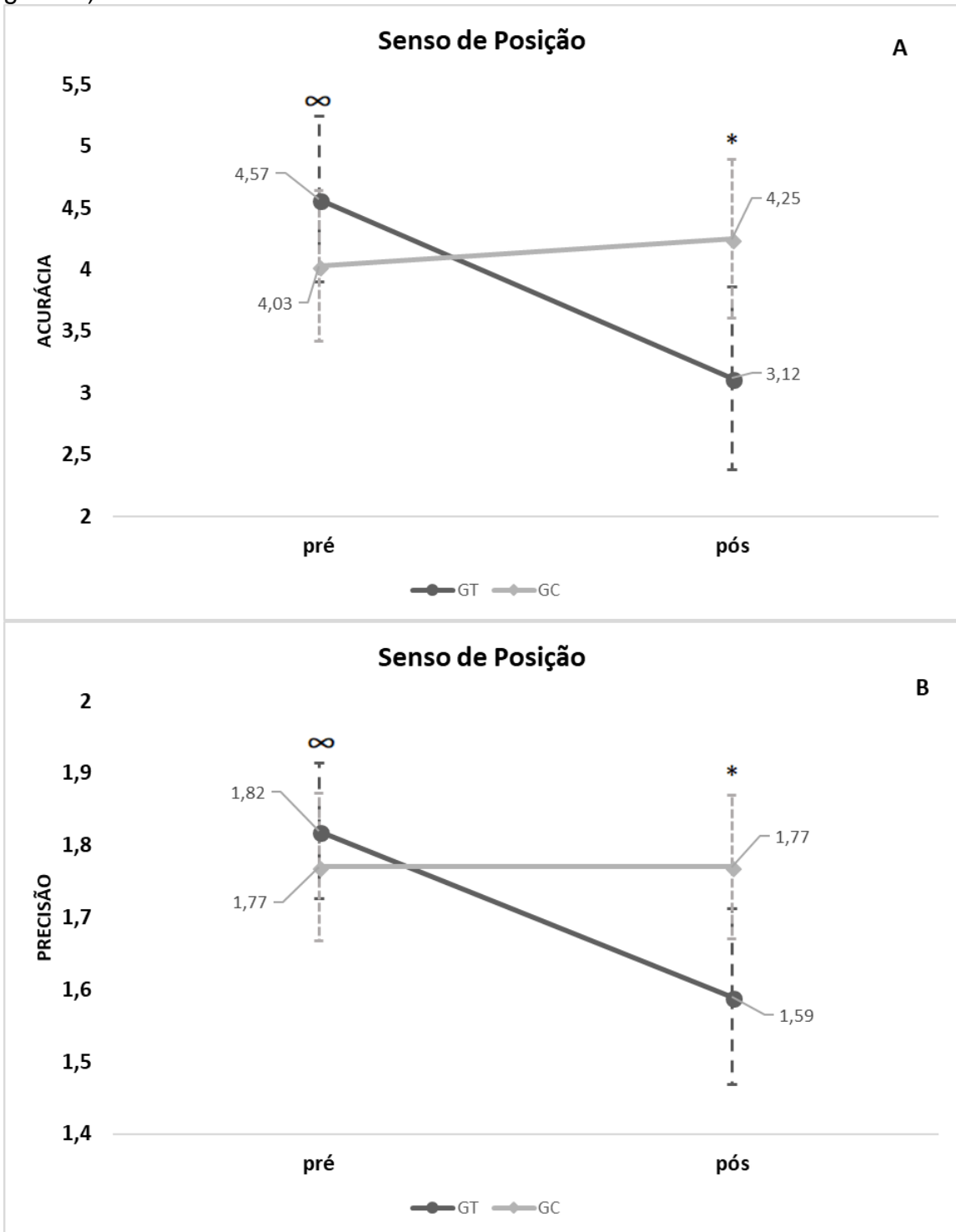
Cinestesia:

Em relação a acurácia e precisão da cinestesia, ambos os grupos apresentaram o mesmo comportamento, caracterizando que o treinamento não influenciou na cinestesia, apresentando $p=0,717$ na acurácia e apresentando $p=0,187$ na precisão.

Senso de posição:

Em relação a acurácia do SPA, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $4,57^\circ \pm 0,67^\circ$, pós: $3,12^\circ \pm 0,74^\circ$. O GC apresenta média e desvio padrão nas avaliações respectivamente. Pré: $4,03^\circ \pm 0,61^\circ$, pós: $4,25^\circ \pm 0,64^\circ$. O grupo GT, apresentou melhora de 32% acurácia do senso de posição após o treinamento, apresentando diferença estatística com o $p=0,011$, conforme gráfico 18A. Em relação a precisão do SPA, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $1,82^\circ \pm 0,94^\circ$, pós: $1,59^\circ \pm 0,12^\circ$. O GC apresenta média e desvio padrão nas avaliações respectivamente. Pré: $1,77^\circ \pm 0,10^\circ$, pós: $1,77^\circ \pm 0,09^\circ$. O GT, apresentou melhora de 13% na precisão do senso de posição após o treinamento, conforme gráfico 18B, apresentando diferença estatística com o $p=0,035$. Entretanto o GC não apresentou diferença pré e pós, sendo $p=0,989$.

Gráfico 18. Medidas de acurácia e precisão do senso de posição (Erro em graus °)



GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós = Avaliação pós treinamento; * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino;

Isocinético 60°.s-1:

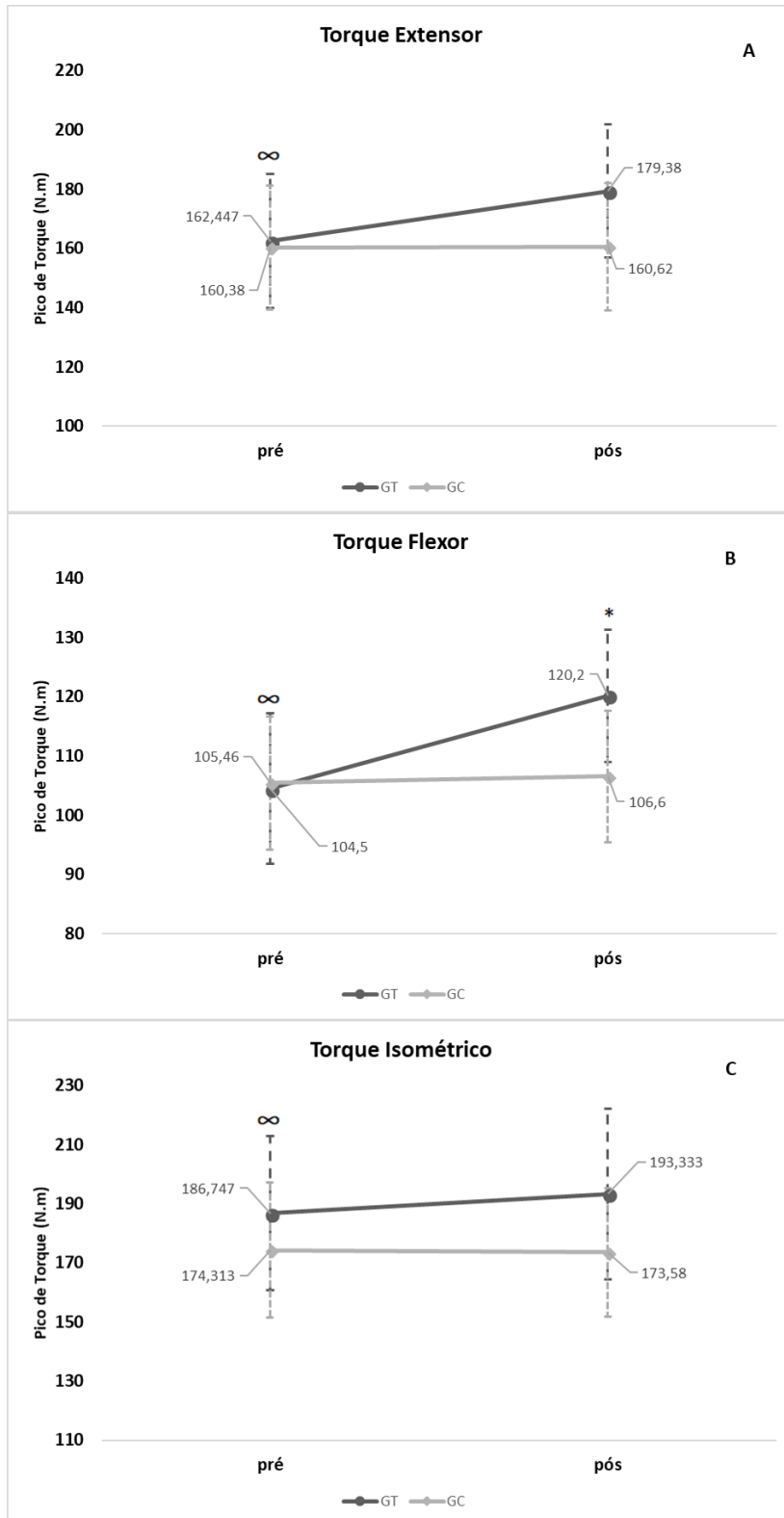
Em relação ao PT extensor, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $162,44 \pm 22,64$, pós: $179,38 \pm 22,57$. O GC apresenta média e desvio padrão nas avaliações respectivamente. Pré: $160,38 \pm 20,92$, pós: $160,62 \pm 21,59$. O grupo que realizou o treinamento, apresentou um aumento do PT extensor de 10% após o treinamento, apresentando diferença estatística com o $p < 0,000$, conforme gráfico 19A.

Em referência ao PT flexor, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $104,51 \pm 14,75$, pós: $111,2 \pm 13,14$. O GC apresenta média e desvio padrão nas avaliações respectivamente. Pré: $105,46 \pm 11,21$, pós: $106,60 \pm 11,90$. O GT, apresentou um aumento do PT flexor de 6% após o treinamento, apresentando diferença estatística com o $p < 0,000$, conforme gráfico 19B.

Torque Isométrico

Em relação ao PT extensor no teste isométrico, o GT apresenta média e desvio padrão nas avaliações pré e pós respectivamente. Pré: $186,74 \pm 36,06$, pós: $193,33 \pm 28,85$. O GC apresenta média e desvio padrão nas avaliações respectivamente. Pré: $174,31 \pm 32,91$, pós: $173,58 \pm 21,83$. O GT, apresentou um aumento do PT isométrico de 4% após o treinamento, apresentando diferença estatística com o $p = 0,007$, conforme gráfico 19C. Entretanto o GC não apresentou diferença pré e pós, sendo $p = 0,295$.

Gráfico 19. Medidas de torque isocinético de extensores e flexores e torque isométrico.



GT=Grupo Treinamento; GC=Grupo Controle; pré = Avaliação pré treinamento; pós = Avaliação pós treinamento; * = diferença grupos; ∞ = diferença em relação ao pós treino;

Experimento 3: Efeito imediato do treinamento de instabilidade em variáveis neuromusculares de atletas de diversas modalidades.

A Tabela 3 apresenta as variáveis antropométricas, relacionadas à amostra, não apresentando diferença entre os grupos.

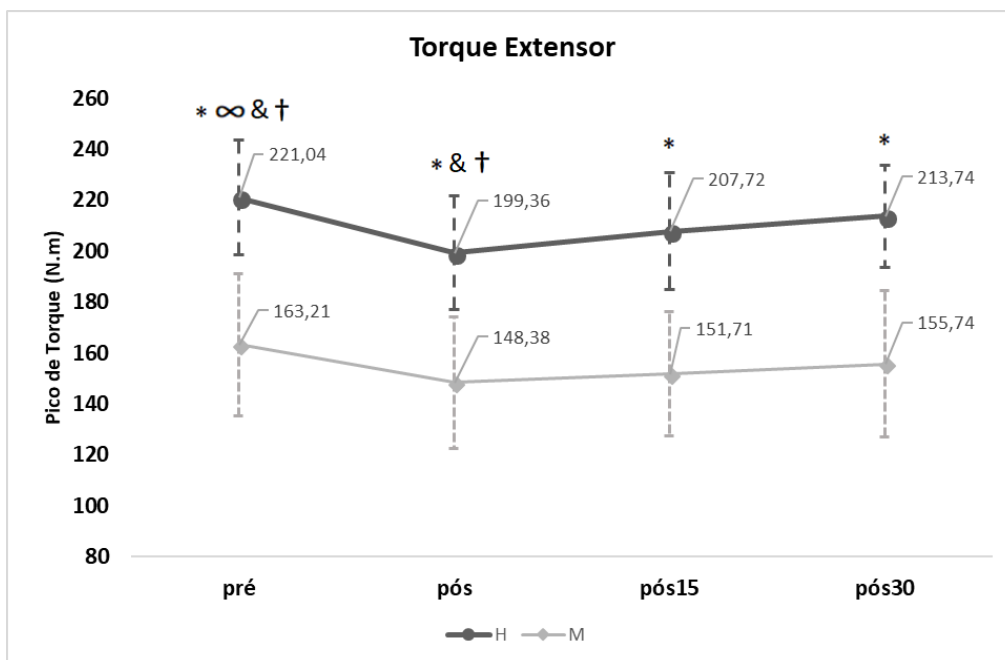
Tabela 3. Características antropométricas dos grupos homens e mulheres.

	Todos	n=30	Homens	n=15	Mulheres	n=15
Idade (anos)	22.2	±4.5	22.1	±4.3	22.3	±4.8
Altura(cm)	174.7	±6.8	175.1	±6.9	171.2	±5.2
Peso (kg)	66.8	±11.4	65.5	±12.8	61.1	±10.5
IMC (kg/m ²)	20.6	±2.7	20.4	±2.6	21.4	±2.8

Variáveis quantitativas são mostradas como média e desvio padrão. IMC, Índice de Massa Corporal; n= número de sujeitos

Em relação ao PT extensor no teste isocinético 60°.s-1, pode-se observar que os homens possuem torque, significativamente, maior nos quatro tempos em comparação as mulheres. Contudo, quando comparamos nos quatro tempos, o mesmo comportamento entre os grupos (homens x mulheres) é observado. Apresentando diferença na avaliação Pré vs Pós, $p < 0,000$; Pré vs Pós15, $p < 0,000$; Pré vs Pós30, $p < 0,000$; Pós vs Pós15, $p = 0,038$ e entre Pós vs Pós30, $p < 0,000$. Caracterizando uma diminuição do PT extensor imediatamente após o treinamento de 10% no grupo dos homens e 9% no grupo das mulheres, tendo um retorno gradativo, após 15 minutos os homens apresentavam uma queda de 6% e as mulheres de 7%. Entretanto após 30 minutos os grupos não retornaram ao valor basal, sendo os homens com uma queda de 3% e as mulheres de 5% em relação a medida pré, conforme gráfico 20.

Gráfico 20. Pico de torque extensor no teste isocinético.

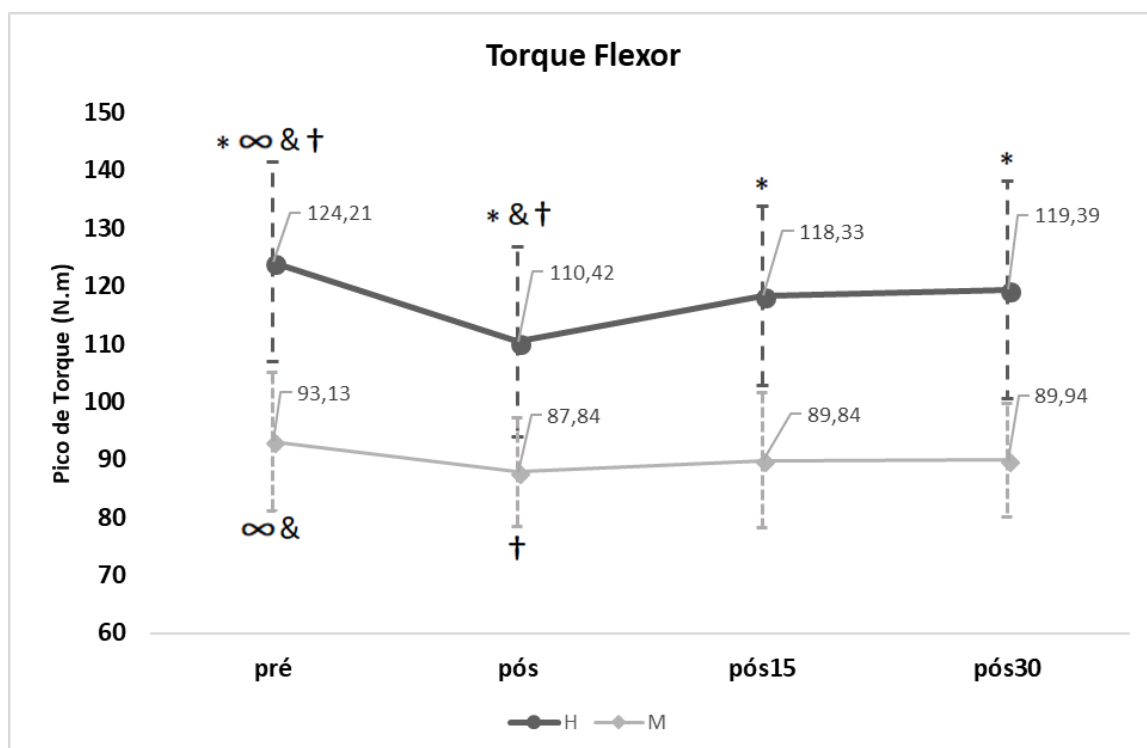


H=Homens; M=Mulheres; pré = Avaliação pré treinamento; pós = Avaliação pós treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos. * = diferença entre mulheres; ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos

Em relação ao PT flexor no teste isocinético 60°.s-1, pode-se observar que o PT flexor é, significativamente, maior nos quatro tempos em comparação ao torque das mulheres. Observa-se também, diferenças no comportamento entre os grupos (homens x mulheres) pré, pós, pós15 e pós30. O grupo dos homens apresentaram diferença na avaliação Pré vs Pós, $p < 0,000$; Pré vs Pós15, $p = 0,003$; Pré vs Pós30, $p = 0,012$; Pós vs Pós15, $p = 0,003$ e entre Pós vs Pós30, $p = 0,001$. Caracterizando uma diminuição do PT flexor imediatamente após o treinamento, redução de 11%, tendo um retorno gradativo, após 15 minutos a queda ainda foi de 5%, entretanto após 30 minutos não retornou ao valor basal, apresentando 4% menor em relação ao valor basal. Já o grupo das mulheres apresentaram na avaliação Pré vs Pós, $p = 0,003$; Pré vs Pós15, $p = 0,004$ e entre Pós vs Pós 30, $p = 0,006$. Caracterizando uma diminuição do PT flexor imediatamente após o treinamento de 6%, tendo um retorno gradativo, após 15min a queda ainda foi de 4%. Em

relação ao Pré com o Pós30 não há diferença estatística em relação ao valor basal, tendo uma diferença do valor basal de 3%. Foram encontradas interação entre o grupo homens x grupo mulheres indicando um comportamento de queda de torque foi diferenciado entre os grupos. Ambos tiveram queda significativa imediatamente após e que permaneceu por 15 minutos. Entretanto as mulheres apresentaram após 30 minutos um retorno significativo do PT enquanto o grupo dos homens permaneceram com o PT diminuído, conforme gráfico 21.

Gráfico 21. Pico de torque flexor no teste isocinético.

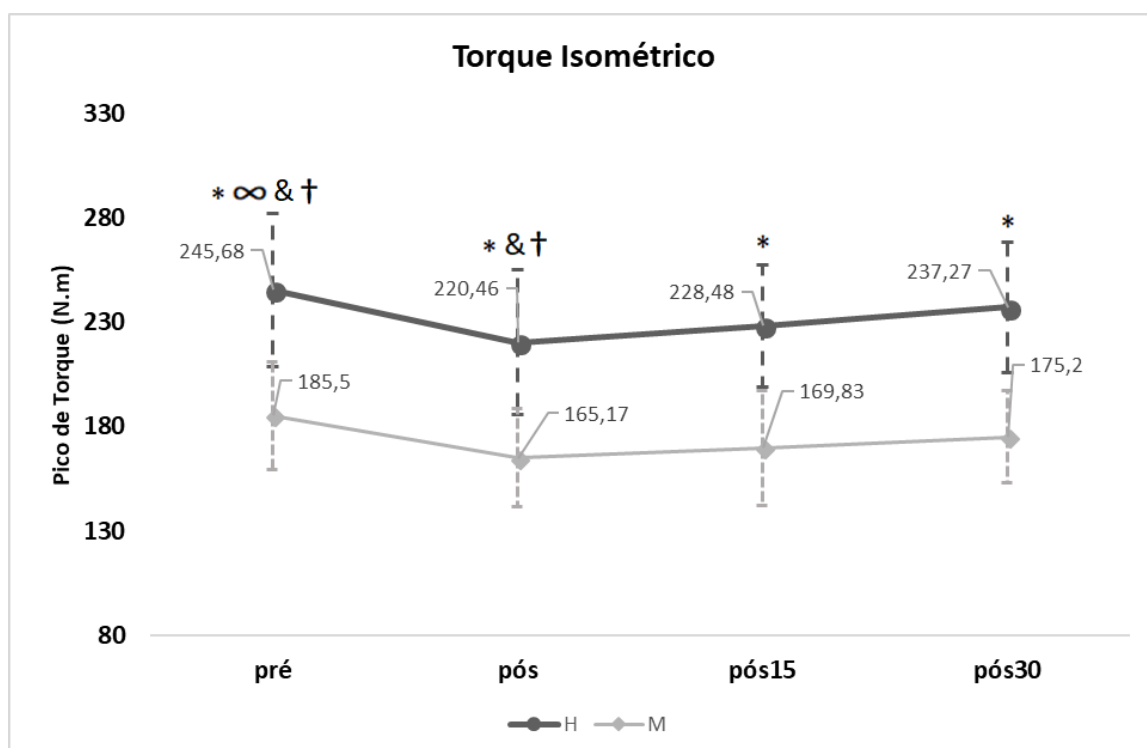


H=Homens; M=Mulheres; pré = Avaliação pré treinamento; pós = Avaliação pós treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos. * = diferença entre mulheres; ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos.

Em relação ao PT extensor no teste isométrico (gráfico 22), pode-se observar que o PT é, significativamente, maior nos quatro tempos em comparação ao torque das mulheres. Contudo, quando comparamos nos quatro tempos, o mesmo comportamento entre os grupos (homens x mulheres) é observado. Apresentando diferença na avaliação Pré vs Pós, $p < 0,000$; Pré vs

Pós15, $p < 0,000$; Pré vs Pós30, $p < 0,028$; Pós vs Pós15, $p = 0,005$ e entre Pós vs Pós30, $p < 0,000$. Caracterizando uma diminuição do PT isométrico imediatamente após o treinamento, homens em 10% e nas mulheres em 11%, tendo um retorno gradativo, após 15 minutos para os homens em 7% e para as mulheres em 8%. Entretanto após 30 minutos ambos não retornam ao valor basal, apresentando uma queda nos homens de 3% e nas mulheres de 6%.

Gráfico 22. Pico de torque extensor no teste isométrico.

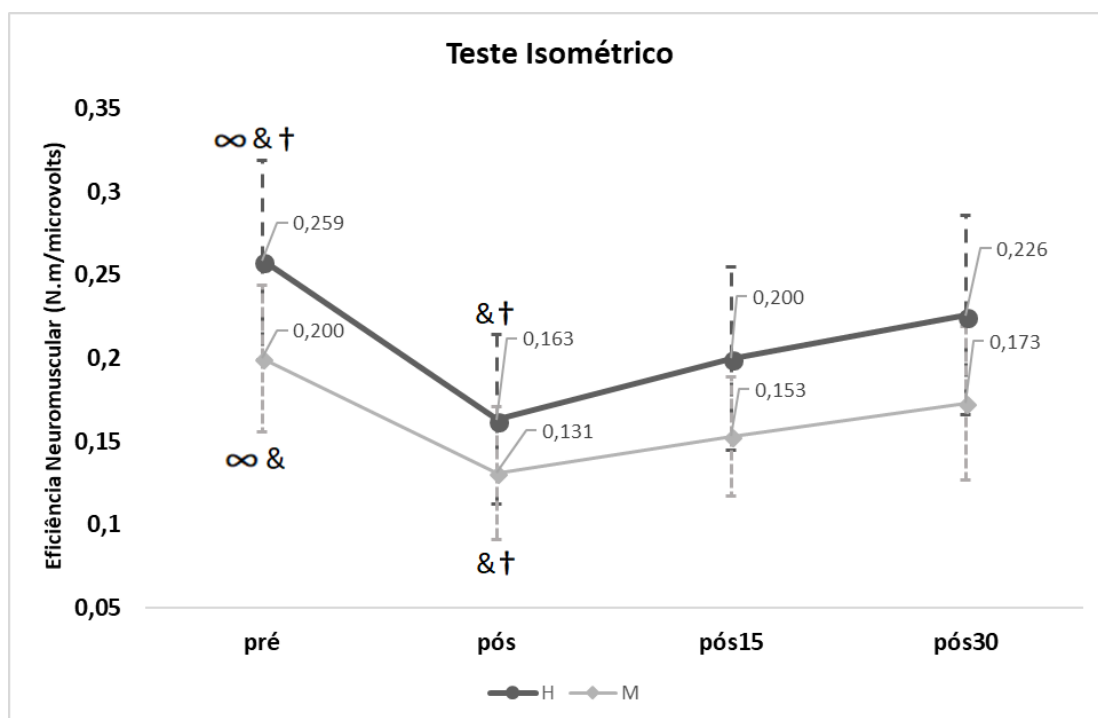


H=Homens; M=Mulheres; pré = Avaliação pré treinamento; pós = Avaliação pós treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos. * = diferença entre mulheres; ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos.

Em relação a ENM, pode-se observar que os grupos não apresentam diferenças na ENM em nenhum dos tempos avaliados. Entretanto observa-se diferenças no comportamento entre os grupos (homens x mulheres) pré, pós, pós15 e pós30. Os Homens apresentaram diferença na avaliação Pré vs Pós, $p < 0,000$; Pré vs Pós15, $p < 0,000$; Pré vs Pós30, $p < 0,021$; Pós vs Pós15, $p < 0,000$, Pós vs Pós30, $p < 0,000$ e entre Pós15 vs Pós30, $p = 0,003$. Caracterizando uma diminuição da ENM imediatamente após o treinamento,

tendo um retorno gradativo, entretanto após 30 minutos, mas não se aproximando, ao valor basal. O grupo das mulheres apresentaram diferença na avaliação Pré vs Pós, $p < 0,000$; Pré vs Pós15, $p < 0,000$; Pós vs Pós15, $p < 0,000$; Pós vs Pós30, $p < 0,000$ e entre Pós15 vs Pós30, $p = 0,012$. Caracterizando uma diminuição da ENM imediatamente após o treinamento, tendo um retorno gradativo, entretanto após 30 minutos não há diferença estatística em relação ao valor basal, Pré vs Pós30, $p = 0,051$ (gráfico 23).

Gráfico 23. Eficiência Neuromuscular do teste isométrico de extensores.



H=Homens; M=Mulheres; pré = Avaliação pré treinamento; pós = Avaliação pós treinamento; pós15 = Avaliação após 15 minutos; pós30 = Avaliação após 30 minutos. ∞ = diferença em relação ao pós treino; & = diferença em relação ao pós 15 minutos; † = diferença em relação ao pós 30 minutos.

Foram encontradas interação entre o grupo homens x grupo mulheres para os exercícios, indicando um comportamento de queda da ENM diferenciado entre os grupos. Ambos tiveram queda significativa imediatamente após e que permaneceu após 15 minutos, entretanto as mulheres apresentaram após 30 minutos um retorno mais evidente enquanto o grupo dos homens permaneceu diminuído.

7 – DISCUSSÃO

Efeito imediato do treinamento de instabilidade no equilíbrio postural e desempenho do salto de jogadoras de basquetebol.

O objetivo do presente estudo foi analisar os efeitos imediatos de uma sessão de TI sobre o desempenho do equilíbrio unipodal (área, velocidade e comprimento do COP) e do salto contramovimento (altura e FRS) de atletas de basquete. Para este fim, o grupo controle realizou apenas as 4 medidas (avaliação pré treinamento, imediatamente após, após 15 minutos e após 30 minutos) e o grupo treinamento realizou uma medida, a sessão de TI de 15 minutos e depois mais três medidas (imediatamente após, após 15 minutos e após 30 minutos).

Achados importantes foram verificados nas variáveis referentes a desempenho do salto e do equilíbrio. O GC não apresentou diferenças nas medidas realizadas, diferentemente dos resultados obtidos por Romero-Franco et al., (2013 e 2014), que apresentou flutuações nos resultados de equilíbrio. Possivelmente isto ocorreu porque ambos os estudos o grupo controle realizou aquecimento por um período de 25 minutos após a primeira avaliação, sendo que no presente estudo todos os atletas realizaram aquecimento anteriormente as avaliações pré e após, com o GC permanecendo em sedestação.

Já o GT apresentou quedas significativas imediatamente após o treinamento em todas as variáveis analisadas de equilíbrio unipodal e aumento na FRS, apresentando um retorno gradativo após 30 minutos de treinamento. A altura do salto contramovimento, não sofreu influência do treinamento, já as demais variáveis, uma sessão de treinamento de 15 minutos foi o suficiente para gerar alterações.

O objetivo do treinamento de equilíbrio é gerar instabilidades e assim melhorar o equilíbrio e propriocepção daqueles que realizam. O TI não é o tipo de treinamento que tem o foco específico em aumentar potência e força muscular e sim a estabilidade das articulações. O salto contramovimento foi incluído a pesquisa devido a possível influência da instabilidade no desempenho do salto. Apesar de estudos mencionarem que existe a possibilidade de perdas de força durante exercícios de instabilidade, como

efeito imediato, isto não foi evidenciado na altura do salto nesta pesquisa (MARSHALL e MURPHY, 2006; ANDERSON e BEHM, 2005; DRINKWATER, PRITCHETT e BEHM, 2007). Entretanto a FRS, apresentou aumento de 25% imediatamente após a realização do treino, retornando ao valor basal após 30 minutos, entretanto o efeito negativo do treinamento permaneceu por 15 minutos, tendo um aumento de 13% em relação ao valor basal. O aumento da FRS pode ser influenciado pela presença de fadiga, entretanto em nossa pesquisa não evidenciamos perda no desempenho da altura do salto. O que pode ter influenciado no aumento da FRS é a piora do desempenho do equilíbrio, pois quando há comprometimento do equilíbrio, a aterrissagem deixa de ser adequada (PRIESKE et al., 2014). Em nosso estudo apenas uma avaliação visual foi realizada para verificação e validação dos saltos. Entretanto estudo Van Der Does et al. (2016), identificou que a mudança da técnica de pouso com um menor momento de flexão do joelho, pode gerar um aumento da FRS, sem diminuir a altura. Apesar de a nossa pesquisa ter a limitação de não realizar a avaliação cinemática do salto, a alteração da técnica de aterrissagem após o TI é algo que deve ser considerado em pesquisas futuras.

O GT apresentou um aumento da área do COP em todas as condições avaliadas e nenhuma delas retornou ao valor basal após 30 minutos de treinamento, o que pode estar relacionado ao desenvolvimento do processo de fadiga assim como encontrado por Romero-Franco et al, (2013), embora neste estudo os testes tenham sido realizados em bipedestação. Entretanto, nossos dados não corroboram com o mesmo protocolo apresentado no estudo de Romero-Franco et al, (2014). Em condições unipodais, os autores relatam melhora no desempenho do equilíbrio após o treinamento de instabilidade, atribuindo a melhora devido ao treinamento ser semelhantes as avaliações unipodais realizadas. Até o momento apenas duas pesquisas avaliaram os efeitos imediatos do treinamento de instabilidade, entretanto com resultados contraditórios. Mais pesquisas devem ser feitas para verificar o real efeito imediato do treinamento de equilíbrio. Em nossa pesquisa não realizamos testes específicos de todas as variáveis que podem afetar o equilíbrio, como propriocepção, sistema vestibular entre outros. Contudo não podemos descartar a possibilidade de outros sistemas serem afetados, de forma imediata, pelo TI. Por exemplo, estudos relatam que a ativação dos sinais

proprioceptivos cervicais induzida pela movimentação constante da cabeça, tem influência no equilíbrio (COURTINE et al., 2007; XU et al., 2017). Em nosso TI houveram exercícios específicos de movimentação de cabeça e pescoço o que pode ter gerado alterações no sistema vestibular. Esta seria uma possível explicação para a alteração de equilíbrio imediato do TI, entretanto não podemos afirmar que o sistema vestibular influenciou as alterações de equilíbrio.

A longo prazo, as adaptações neurais e ajustes posturais são os principais responsáveis pelos benefícios do treinamento instabilidade (YAGGIE e CAMPBELL, 2006; ROMERO-FRANCO et al., 2012), entretanto estudos de efeito imediato do TI ainda são escassos. A nossa pesquisa apresentou déficits significativos nas três variáveis de equilíbrio em quatro testes diferentes. Podemos observar que apenas o comprimento do COP na situação OAND apresentou retorno próximo ao basal na medida pós15. Apenas duas variáveis apresentaram o retorno ao valor basal após 30 minutos de treino: o comprimento com OFND e a velocidade com OAND e com OFD. Podemos observar que, a medida pós30 pelo menos uma das variáveis (comprimento ou velocidade do COP) retorna ao valor basal, entretanto a área do COP não retorna em nenhuma situação. De acordo com nossos resultados, deve-se levar em conta que, imediatamente após exercícios instáveis, existe um déficit de equilíbrio e FRS possivelmente pela exigência criada pelo tipo de treino, que pode ter levado estes atletas a fadiga.

Este estudo mostra que uma sessão de exercícios de instabilidade de 15 minutos tem efeitos negativos a curto prazo sobre o equilíbrio unipodal olhos abertos e fechados e na aterrissagem do salto, entretanto não geram prejuízos significativos na altura do salto. De acordo com nossos resultados, destacamos que, imediatamente após o TI, a fadiga torna o atleta menos estável e apresenta maior FRS no salto. O que é uma parte importante para planejar sessões de treinamento subsequentes. Apesar de efeitos imediatos serem negativos após uma sessão exercício instabilidade, recomenda-se que este tipo de treinamento seja incluído na rotina de treinamento por causa do efeito positivo a longo prazo relatados em estudos prévios (BRACHMAN et al., 2017).

Efeito Crônico do treinamento de equilíbrio de quinze minutos melhora as variáveis biomecânicas de atletas de basquetebol.

O objetivo do presente estudo foi determinar se 15 minutos de treinamento instabilidade, por oito semanas, eram suficientes para a melhora do desempenho do equilíbrio unipodal, do salto contramovimento e do PT isométrico e isocinético, senso de posição e cinestesia de atletas de basquete. Para este fim, o GC realizou apenas as avaliações pré e pós, seguindo seu treinamento normalmente, já o GT realizou as avaliações pré, após realizou o treino instabilidade de 15 minutos, por 8 semanas e depois realizou a avaliação pós treinamento. Achados importantes foram observados no GT nas variáveis analisadas. O GC não apresentou diferenças nas medidas realizadas, e não apresentou diferença do GT nas medidas pré treinamento.

Estudos são controversos em relação a melhora do desempenho do salto, alguns apresentam piora no desempenho (OBERACKER et al., 2012). Justificando que o treinamento em uma superfície instável possa inibir os ganhos de força. Estudos semelhantes, Yaggie e Campbell, (2006) e Cressey et al. (2007), relataram que treinamento de instabilidade não gera alterações no salto, ressaltando que o treino de instabilidade não tem foco no desempenho do salto. Entretanto alguns estudos estão de acordo com os nossos resultados, que demonstraram efeitos positivos de treinamento de instabilidade. Estudo de Granacher et al. (2010), relataram melhora do salto contramovimento após quatro semanas de treinamento de equilíbrio. Outros dois estudos, analisaram a diferença de treino estável e instável em ambos os programas de treinamento melhoraram o salto vertical (TAUBE, GRUBER, e GOLLHOFER, 2008; MANOLOPOULOS et al., 2016). Em nossa pesquisa houve uma melhora da altura do salto de 4%, embora seja significativa, pesquisa realizada com jogadoras de basquete feminino de elite apresentaram um ganho de 9,4% por 30 minutos de treino (BONATO, BENIS e LA TORRE, 2018). As diferenças entre os estudos podem ser devido ao protocolo de treinamento, os estudos que envolvem força explosiva com instabilidade, tem maior probabilidade de ganho no desempenho.

A melhora do desempenho do salto provavelmente refere-se ao aumento de ativação neuromuscular causada pelo treino de instabilidade. Nagano et al., 2011, evidenciou que os sujeitos que realizaram treino de instabilidade apresentavam maior ativação dos isquiotibiais no que resultou em uma aterrissagem mais adequada dos atletas. A técnica adequada da aterrissagem desempenha um papel importante na estabilidade da articulação do joelho. É definida por um ângulo de flexão de joelho superior a 90°, assim reduzindo o impacto articular em 19% (NAGAI et al., 2013). Em nossa pesquisa não analisamos o ângulo do joelho, entretanto analisamos a FRS na aterrissagem, que apresentou uma redução de 14% após o treinamento, o que sugere que o treinamento foi eficaz para redução do impacto articular. O que também é evidenciado no estudo de Pfile et al., (2016), que afirma que seis semanas são suficientes para melhorar a mecânica da aterrissagem e redução da FRS em jogadoras de basquete.

Embora alguns estudos apresentem diminuições de força isométrica de 60 a 70% (ANDERSON e BEHM, 2004 e BEHM, ANDERSON e CURNEW, 2002) e de força e potência de 6 a 10% (KOSHIDA et al., 2008), os nossos resultados não estão de acordo com estas pesquisas. Em nosso estudo as atletas apresentaram aumento de PT no teste isocinético de 10% para os músculos extensores, de 6% para músculos flexores e de 4% para o teste isométrico de extensores. Este aumento de torque é consistente com outros estudos que (KIBELE e BEHM, 2009; TRAN et al., 2015) apresentam resultados positivos no ganho de força isométrica após sete semanas de treino de instabilidade. Sendo o primeiro de 9,5% em pessoas fisicamente ativas e segundo apresentou ganho de 9,1% em surfistas. Ressaltamos que o treino de instabilidade gera adaptações neuromusculares e quando for moderada pode gerar ganho de força, embora este não seja o foco do treino. O aumento de torque flexor e extensor era esperado pelos autores devido ao tipo de treino realizado (instabilidade durante agachamentos e saltos). Como o objetivo do treino é gerar instabilidades e os músculos isquiotibiais e quadríceps têm um papel fundamental na estabilização da articulação do joelho (SOLOMONOW e KROGSGAARD, 2001) o pequeno aumento de torque pode estar relacionado a exigência que os exercícios geraram a estes músculos. O que coincide com os

resultados da avaliação isométrica de flexores e extensores de joelho de jogadoras de basquete na pesquisa de Pfile et al. (2016).

Recente revisão sistemática apresenta efeitos positivos do treinamento de instabilidade em atletas, sugerindo que os protocolos devem ser de 8 semanas, com frequência de duas sessões (BRACHMAN et al., 2017). Os benefícios foram estipulados apenas para variáveis de equilíbrio, sendo esta analisada por diversos instrumentos. Quando analisamos apenas as pesquisas com atletas de basquete, identificamos que nenhuma destas pesquisas utilizam a plataforma de força como um equipamento de avaliação. Embora nosso estudo esteja de acordo com os resultados destes estudos, consideramos a avaliação do COP uma medida mais confiável para medidas de equilíbrio (MCLEOD et al., 2009, BENIS, BONATO e TORRE, 2016 e PFILE et al., 2016).

Nossos resultados indicam que um treinamento de 15 minutos foi suficiente para melhorar as variáveis de equilíbrio do membro não dominante olhos abertos, e bilateral na condição olhos fechados. Outros estudos de treinamento de instabilidade com 10 minutos (MCLEOD et al., 2009; PFILE et al., 2016) e de 30 minutos (BENIS, BONATO e TORRE, 2016), também encontraram resultados positivos em relação as avaliações de equilíbrio. Entretanto em nossa pesquisa a condição olhos abertos membro dominante não houve diferença após o treinamento. Possivelmente isso ocorreu, pois, o basquete na maioria dos movimentos de salto, são realizados com a perna contralateral ao membro superior dominante, proporcionando assim uma assimetria e exigência maior do membro não dominante (CURTOLO et al., 2017). A necessidade de recrutar mais o lado não dominante durante a prática esportiva pode ter ocasionado uma compensação no momento do treino.

Em relação ao SPA, tanto a acurácia quanto a precisão obtiveram melhores resultados no grupo treinado, 32% e 13% respectivamente. O que esta de acordo com a pesquisa de Pánics et al., (2008) realizada com atletas de handball. O objetivo do treino é gerar adaptações centrais e periféricas resultando assim na melhora do senso de posição e cinestesia. Como houve um estímulo constante durante o treino, provavelmente foi suficiente para melhorar o senso de posição ativo. Entretanto em relação a cinestesia, não

observamos diferença no pré e no pós treino, caracterizando que este treino não foi capaz de melhorar a percepção de movimento. Os testes de cinestesia registram somente respostas “corretas” desconsiderando os testes que os participantes erram a direção do movimento. Estudo sugere que, ao descartar as medidas incorretas, acabamos utilizando resultado com respostas dadas ao acaso (HANS et al., 2016). No entanto, poucos estudos relataram o percentual de tentativas incorretas em seus resultados, portanto, não se sabe se existe uma relação entre a exatidão das respostas e a precisão dos resultados. Além disso, a maioria dos protocolos de avaliação usam de 3 a 5 avaliações do teste. Esse número pode ser insuficiente para determinar com precisão os parâmetros de habilidade do participante em testes proprioceptivos, como observado por Ashton-Miller et al., (2001). Em nossa pesquisa usamos seis repetições, isto pode ser um fator que tenha interferido no resultado.

Efeito imediato do treinamento de instabilidade em variáveis neuromusculares de atletas de diversas modalidades.

O objetivo do presente estudo foi analisar os efeitos imediatos de uma sessão de TI sobre o torque isométrico, torque isocinético e eficiência neuromuscular de atletas. Para este fim, os atletas foram submetidos a testes isométricos de extensão de joelho e isocinético com velocidade de 60º.s-1 antes de uma sessão TI de 15 minutos e depois logo após o treino, após 15 minutos e após 30 minutos do final da sessão de TI.

Achados importantes foram observados nas variáveis referentes ao PT e ENM. Ambos os grupos, homens e mulheres apresentaram quedas significativas imediatamente após o treinamento em todas as variáveis analisadas, apresentando um retorno gradativo após 30 minutos de treinamento. Nesta pesquisa, uma sessão de treinamento de 15 minutos foi o suficiente para gerar alterações no sistema neuromuscular, já o estudo feito por Michael e Behm (2008), indica que o uso de dispositivos de treinamento moderadamente instáveis não oferece desafios suficientes ao sistema neuromuscular em indivíduos altamente treinados. Os atletas desta pesquisa não realizavam este tipo de treino previamente, o que sugere a necessidade de inclusão deste tipo de treinamento, para que não haja risco de lesão. Estudo de

Romero-Franco (2014), relata que após uma sessão de TI, variáveis de equilíbrio sofreram déficits, sugerindo que a fadiga fosse responsável pela queda do desempenho. Entretanto a pesquisa não realizou qualquer avaliação que pudesse sugerir fadiga, em contrapartida a nossa pesquisa identifica quedas significativas no PT após uma sessão de TI, indicando o desenvolvimento de fadiga imediatamente após o treino. Esta fadiga provavelmente está associada a este grupo de atletas não possuir um TI específico. Pois quando se realiza treinamento de instabilidade, o atleta necessita que todos os grupos musculares atuem de forma conjunta, independentemente de ser agonista do movimento, pois o maior objetivo é estabilizar o corpo.

Foram encontradas diferenças entre os grupos homens e mulheres no que se refere a recuperação do PT flexor no teste isocinético 60°.s-1 e ENM. Para as mulheres 30 minutos foi o suficiente para retornar o seu valor basal, de PT flexor, após uma sessão de TI. O que está de acordo com o estudo realizado por Martin e Rattey (2007), no qual relata que os homens apresentaram maior queda do desempenho de membro inferior do que as mulheres em testes isométrico e isocinético. Os homens apresentando quedas de torque de 8% maiores que as mulheres e contrariamente para os homens quanto a ativação muscular estes apresentaram 13% maior. Outros estudos relacionando gênero e fadiga afirmam que as mulheres apresentam um comprometimento do sistema neuromuscular diferenciado dos homens, sugerindo que a baixa demanda no consumo de oxigênio, a menor compressão mecânica vascular, e a menor dependência do sistema glicolítico durante atividades extenuantes, sejam responsáveis pela redução do comprometimento do sistema neuromuscular principalmente em membros inferiores (HICKS, KENT-BRAUN, DITOR, 2001; HUNTER,2009). Entretanto em nossa pesquisa apenas os músculos flexores e ENM apresentaram este padrão diferenciado entre gêneros, os demais testes apresentaram o mesmo comportamento após uma sessão de TI.

Apesar de o grupo das mulheres apresentarem retorno mais adequado, de PT de flexores, em relação ao grupo dos homens, ambos os grupos apresentaram diminuição do PT até 30 minutos após o treinamento. Ambos os

grupos apresentaram perdas semelhantes de PT extensor e flexor no teste isocinético. Os homens tiveram perdas de 10%, 6% e 3% para extensores, já as mulheres de 9%, 7% e 5%. Quando se trata de PT flexor a perda para os homens foi de 11%, 5% e 4%, já as mulheres tiveram queda de 6%, 4% e 3%. Esperava-se que os músculos flexores fadigassem mais dos que os músculos extensores, pois estudos como o Sangnier e Tourny-Chollet, (2007), durante o teste isocinético de fadiga, a resistência à fadiga divergiu entre o quadríceps femoral e os isquiotibiais, sendo que, os flexores reduzem mais o torque em comparação aos extensores. A diminuição do PT flexor pode ser devida as características estruturais e metabólicas dos músculos envolvidos, pela maior proporção de fibras do tipo II, que fadigam mais rápido, nesses músculos, em relação aos extensores (GARRETT et al., 1984). Entretanto em nossa pesquisa a redução de PT foi semelhante entre os grupos musculares, provavelmente pela demanda do teste isocinético diferir do TI em ambas as musculaturas.

Em relação a ENM, as mulheres apresentam um retorno ao valor basal na avaliação pós 30 minutos, enquanto os homens permanecem com diferença significativas após este tempo. A relação entre fadiga e ENM foi relatada por Walker et. al (2012). Neste estudo apresentam um grupo de homens, que realiza protocolo de fadiga, tendo retorno do PT isométrico após 15 minutos de fadiga. Não apresentando diferenças na ENM quando avaliado no tempo pós 30 minutos. O que difere da nossa pesquisa, após o TI, os homens levam mais de 30 minutos para retornar ao valor basal da ENM. O que sugere que o TI causou fadiga. Tanto no grupo dos homens quanto no grupo das mulheres que apesar de levarem menos tempo para retornar o valor basal, 15 minutos foram necessários para o retorno.

Achados de Deschenes, McCoy e Mangis (2012) e Deschenes et al. (2009), apresentam que não há diferença na ENM entre homens e mulheres, o que está de acordo com os nossos resultados. Mas também observaram que após ficarem 7 dias sem realizar treino de força, as mulheres apresentam maiores deficiências em relação a ENM do que os homens (DESCHENES et al., 2009). Apesar do objetivo não ser o mesmo, diferente deste estudo, em nossa pesquisa foram os homens que apresentaram maior déficit. Até onde sabemos, não há estudos que analisam os efeitos de torque e ENM de

imediatos ao treinamento em plataformas instáveis em homens e mulheres atletas. Mas podemos evidenciar com o nossos resultados que em algumas variáveis o seu comportamento é diferente.

Os efeitos deste tipo de treinamento são baseados em perturbações causadas sob condições instáveis, que forçam o centro de pressão para fora da base de apoio. Para evitar estas instabilidades, a musculatura estabilizadora é recrutada para realizar ajustes posturais e assim manter o corpo estável. O que justifica a diminuição da eficiência neuromuscular, pelo possível aumento da ativação eletromiográfica durante e após os exercícios, o que alguns estudos prévios encontraram, logo após a sessão de exercício de instabilidade (ANDERSON e BEHM, 2004; ANDERSON e BEHM, 2005; MARSHALL e MURPHY, 2005; MARSHALL e MURPHY, 2006). A longo prazo, essas adaptações neurais e ajustes posturais são os principais responsáveis pelos benefícios do TI (STANTON, REABURN e HUMPHRIES, 2004; YAGGIE e CAMPBELL, 2006; ROMERO-FRANCO et al., 2012). Entretanto, estes ajustes imediatos podem ocasionar malefícios aos que realizam este tipo de treino. Estudo realizado por Romero-Franco et al., (2013), apresenta alterações na estabilidade postural de atletas, apesar de nosso estudo não verificar a estabilidade postural, tanto homens quanto as mulheres apresentaram déficit de torque e ENM imediatamente após a sessão de treinamento. O que sugere que apesar das adaptações neurais e ajustes posturais sejam benéficos a longo prazo, muita atenção deve ser dada no seu efeito imediato.

8 - CONCLUSÃO

O presente estudo conclui que de acordo com a nossa hipótese inicial, uma sessão de TI de 15 minutos pode gerar déficit nas variáveis de equilíbrio e FRS, mas sem afetar a altura do salto em atletas de basquete. Esses achados foram observados imediatamente após ao treinamento e posteriormente foram retornando ao valor basal nos tempos de 15 e 30 minutos, entretanto 30 minutos não se mostraram suficientes para o total retorno.

Em atletas universitários, homens e mulheres, o efeito de uma sessão do mesmo treinamento gera déficit no PT e ENM de joelho. Esses achados foram observados imediatamente após o treinamento e posteriormente foram retornando ao valor basal, entretanto 30 minutos não se mostraram suficientes para o total retorno. Estes efeitos negativos podem ser explicados como consequência da fadiga aguda induzida pela sessão de exercício de instabilidade potencialmente exigente ou pelos atletas não realizarem este tipo de prática. Por outro lado, os efeitos imediatos do TI foram diferenciados no grupo dos homens e das mulheres em relação a PT flexor e ENM. As mulheres apresentaram menores déficits nestas variáveis em relação aos homens, assim podemos ressaltar que os grupos apresentam comprometimento do sistema neuromuscular diferenciado.

Quando analisamos o mesmo TI aplicado por oito semanas, verificamos que 15 minutos de treino foram suficientes para melhorar do desempenho do salto, equilíbrio olhos fechados e olhos abertos no membro não dominante, no torque isocinético e isométrico de joelho e no SPA em atletas de basquete. Entretanto outros achados não apresentaram alterações no pós treino: equilíbrio olhos abertos membro dominante e na cinestesia. Podemos evidenciar a importância do treinamento instabilidade para o desempenho de atletas de basquete e não apenas para a prevenção de lesões.

Podemos assim concluir que o mesmo treino de forma aguda pode gerar déficits no desempenho de atletas, entretanto quando aplicado a longo prazo, podemos evidenciar melhoras no desempenho. Contudo o fato de não apresentar melhora em todas as análises feitas, sugere que o treino não tenha sido tão eficaz quanto o esperado.

9 - REFERÊNCIAS

- ABILEL, B. S. et al. Características dinâmicas, cinemáticas e eletromiográficas das aterrissagens em situações esperadas e inesperadas. *Revista Brasileira de Biomecânica*. v. 3, n. 4, p. 45-50, 2002.
- ALLEN, T.J.; LEUNG, M., PROSKE, U. The effect of fatigue from exercise on human limb position sense. *The Journal of physiology*, v. 588, n.8, p. 1369-77, 2010.
- ALLISON GT, FUKUSHIMA S. Estimating three-dimensional spinal repositioning error: the impact of range, posture, and number of trials. *Spine*;28(22):2510-6, 2003.
- ALMEIDA AF, TONIN JP, NAVEGA MT. Caracterização de lesões desportivas no basquetebol. *Fisioter Mov.*;26(2):361-368, 2013
- ANDERSON KG, BEHM DG. Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. *J Strength Cond Res* 18: 637–640, 2004.
- ANDERSON K, BEHM DG. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Can J Appl Physiol* 30: 33–45, 2005.
- ANJOS SM. Avaliação da propriocepção do joelho em praticantes de musculação, Trabalho de conclusão de curso (Graduação em Fisioterapia). Universidade Estadual da Paraíba, Centro de ciências biológicas e da saúde, 2011.
- ARAGÃO, F. A.; SCHÄFER, G. S.; ALBUQUERQUE, C.C.; VITURI, R. F.; AZEVEDO, F.M.; BERTOLINI, G.R.F. Neuromuscular efficiency of the vastus lateralis and biceps femoris muscles in individuals with anterior cruciate ligament injuries. *Revista Brasileira de Ortopedia*, v. 50, p. 180-85, 2015.
- ARABADZHIEVA TI, DIMITROVB VG, DIMITROVAA NA, DIMITROVA GA. Interpretation of EMG integral or RMS and estimates of "neuromuscular efficiency" can be misleading in... *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, 223–232, 2010.
- ASHTON-MILLER JA, WOJTYS EM, HUSTON LJ, FRYWELCH D. Can proprioception really be improved by exercises? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 9:128-136, 2001.
- BALDAÇO, F.O.; CADÓ, V.P.; SOUZA, J. et al. Análise do treinamento proprioceptivo no equilíbrio de atletas de futsal feminino. *Fisioter. Mov*, v. 23, n. 2, p. 183-192, 2010.
- BASMAJIAN JV. "Muscles alive: their functions revealed by electromyography." 3. ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1978.
- BASMAJIAN J, DELUCA CJ. "Muscles Alive", Baltimore, MD: Williams & Wilkins, 1985.
- BEATTIE K, KENNY IC, LYONS M, CARSON BP. The Effect of Strength Training on Performance in Endurance Athletes. *Sports Med.* 44(6):845-65, 2014.
- BEHM, DG, ANDERSON, K, CURNEW, RS. Muscle force and activation under stable and unstable conditions, *J Strength Cond Res* 16: 416–422, 2002.
- BENIS, R; BONATO M, LA TORRE A. Elite Female Basketball Players' Body-Weight Neuromuscular Training and Performance on the Y-Balance Test. *Journal of Athletic Training.* 51(9):688–695, 2016.

BENJAMINSE A, SELL T, ABT J, HOUSE A, LEPHART S. Reliability and precision of hip proprioception methods in healthy individuals. *Clin J Sport Med*.19(6): 457-63, 2009.

BENNELL K, WAJSWELNER H, LEW P, et al. Isokinetic strength testing does not predict hamstring injury in Australian Rules footballers. *Br J Sports Med*. 32:309–14, 1998.

BERNIER, J.N.; PERRIN, D.H. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. v. 27, n. 4, p. 264-75, 1998.

BIGLAND-RITCHIE BR, FURBUSH FH, GANDEVIA SC, THOMAS CK. Voluntary discharge frequencies of human motoneurons at different muscle lengths. *Muscle Nerve*.15(2):130–137, 1992.

BONATO M, BENIS R, LA TORRE A. Neuromuscular training reduces lower limb injuries in elite female basketball players. A cluster randomized controlled trial. *Scand J Med Sci Sports*. 28(4):1451-1460, 2018.

BRACHMAN, A; KAMIENIARZ, A.; MICHALSKA, J.; PAWŁOWSKI, M.; SŁOMKA, K.J.; JURAS, G. Balance Training Programs in Athletes – a Systematic Review. *J Hum Kinet* v.58, p. 45-64. 2017

CAMERON M, ADAMS R, MAHER C. Motor control and strength as predictors of hamstring injury in elite players of Australian football. *PhysTher Sport*. v.4, p.159–66, 2003.

CAMPOS, G.E.R.; LUECKE, T.J.; WENDELN, H.K.; TOMA, K.; HAGERMAN, F.C.; MURRAY, T.F.; RAGG, K.E.; RATAMESS, N.A.; KRAEMER, W.J.; STARON, R.S. Muscular adaptations in response to three different resistancetraining regimens: specificity of repetition maximum training zones. *Eur. J. Appl. Physiol*. v. 88, p. 50–60, 2002.

CARDOZO, A. C.; GONÇALVES, M. Electromyographic fatigue threshold of erector spinae muscle induced by muscular endurance test in health men. *Electromyogr. Clinical Neurophysiol*. v. 43, n. 6, p. 377-380, 2003.

CARVALHO AR. Utilização o treinamento neuromuscular e proprioceptivo para prevenção das lesões desportivas. *Arq Ciencia e Saúde*.14(3): 269-276, 2010.

CLARK NC, RÖIJEZON U, TRELEAVEN J, Proprioception in Musculoskeletal Rehabilitation. Part 2: Clinical Assessment and Intervention, *Manual Therapy* (2015), 1-39.

COHEN, M. E ABDALLA, R. J. *Lesões nos Esportes. Diagnóstico. Prevenção. Tratamento*. Brasil, Revinter, pp. 405-409, 2003.

COURTINE G, DE NUNZIO AM, SCHMID M, BERETTA MV, SCHIEPPATI M. Stance- and locomotion dependent processing of vibration-induced proprioceptive inflow from multiple muscles in humans. *J Neurophysiol*. 97:772-9, 2007.

CRESSEY E.M., CHRIS A. WEST, DAVID P. TIBERIO, WILLIAM J. KRAEMER, AND CARL M. MARESH. The effects of ten weeks of lower-body unstable surface training

on markers of athletic performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 21(2), 561–567, 2007.

CROISIER JL, GANTEAUME S, BINET J, et al. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *Am J Sports Med* 36:1469–75, 2008.

CURTOLO, M., TUCCI HT, SOUZA TP, GONÇALVES GA, LUCATO AC, YI LC. Balance and postural control in basketball players. *Fisioter. Mov.* v. 30, n. 2, p. 319-328, 2017.

Da SILVA, S.R.D.; GONÇALVES, M. Dynamic and isometric protocols of knee extension: effect of fatigue on the EMG signal. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* v. 46, n. 1, p. 35-42, 2006.

DESCHENES, M.R.; GILES, J.A.; MCCOY, R.W.; VOLEK, J.S.; GOMEZ, A.L.; KRAEMER, W.J. Neural factors account for strength decrements observed after short-term muscle unloading. *Am J Physiol Regul Integr CompPhysiol.* v.282, n.2, p.78-83, 2002.

DESCHENES, M. R.; HOLDREN, A. N.; MCCOY, R. W. Adaptations to short-term muscle unloading in young and aged men. *MedSci Sports Exerc*, v. 40, n. 5, p. 856-63, 2008.

DESCHENES MR, MCCOY RW e MANGIS KA. Factors relating to gender specificity of unloading-induced declines in strength. *Muscle Nerve* 46: 210–217, 2012.

DESCHENES MR, MCCOY RW, HOLDRE NA, EASON MK. Gender influences neuromuscular adaptations to muscle unloading. *Eur J Appl Physiol.* 105: 889-897, 2009.

DEVRIES HA. “Efficiency of electrical activity” as a physiological measure of the functional state of muscle tissue. *Am J Phys Med*;47(1):10–22, 1968.

DOVER G, POWERS M. Reliability of joint position sense and force-reproduction measures during internal and external rotation of the shoulder. *J Athl Train.* 38(4):304-10, 2003.

DONNELL-FINK, L.A.; KLARA, K.; COLLINS, J.E., et al. Effectiveness of knee injury and anterior cruciate ligament tear prevention programs: a meta-analysis. *PLoS ONE.* v.43, 2015.

DRINKWATER EJ, PRITCHETT EJ, BEHM DG: Effect of instability and resistance on unintentional squat-lifting kinetics. *Int J Sports Physiol Perform.* 2: 400–413, 2007.

FAZIO, R.A.; TOLEDO, F.; POGGETI, V.L. A importância do treinamento proprioceptivo em atletas de basquete como forma de prevenção de entorse de tornozelo. *Rev. Ciência e Saúde.* p.53, 2009.

FONSECA, S.T.; OCARINO, J.M.; SILVA, P.L. et al. Proprioception in individuals with ACL-deficient knee and good muscular and functional performance. *Research in Sports Medicine*, v.13, p. 47-61, 2005.

FONSECA MCR, FERREIRA AM, HUSSEIN AM. Sistema sensório-motor articular: revisão da literatura. *Fisioterapia e pesquisa.* 14(3), p: 82-90, 2007.

- FRECKLETON G, PIZZARI T. Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 47:351–8, 2013.
- GARRETT, W. E. et al. Histochemical correlates of hamstring injuries. *American Journal of Sports Medicine.* v. 12, n. 2, p. 98-103, 1984.
- GARTNER, L. P. e HIATT, J. L. Tratado de Histologia em cores. 2ª edição. Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan, 2003.
- GATTI R, FACCENDINI S, TETTAMANTI A, BARBERO M, BALESTRI A, CALORI G. Efficacy of trunk balance exercises for individuals with chronic low back pain: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 41:542-52, 2011.
- GOBLE, D. J.; COXON, J. P.; WENDEROTH, N.; VAN IMPE, A.; SWINNEN, S. P. Proprioceptive sensibility in the elderly: degeneration, functional consequences and plastic-adaptive processes. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews.* 33(3):271-8, 2009.
- GOBLE, DJ. Proprioceptive acuity assessment via joint position matching: from basic science to general practice. *PhysTher.* v.90, p.1176–84, 2010.
- GODINHO, P.; NICOLICHE, E.; COSSICH, V. SOUSA EB, VELASQUES B, SALLES JI. Déficit proprioceptivo em pacientes com ruptura total do ligamento cruzado anterior. *Rev. Brasileira de Ortopedia.* v. 49, n. 6, p. 613-18,2014.
- GONÇALVES, M. Variáveis Biomecânicas Analisadas Durante o Levantamento Manual de Carga. *Motriz: Revista de Educação Física.* v.4, n.2, p.85-90, 1998.
- GOULART NBA, DIAS CP, LEMOS FA, GEREMIA JM, OLIVA JC, VAZ MA. Gymnasts and non-athletes muscle activation and torque production at the ankle joint. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.* 16(5):555-562, 2014.
- GRANACHER, U., GOLLHOFER, A., KRIEMLER, S., Effects of Balance Training on Postural Sway, Leg Extensor Strength, and Jumping Height in Adolescents, *Research Quarterly for Exercise and Sport.* 81(3), 245251, 2010.
- GREEN B, BOURNE MN E PIZZARI T. Isokinetic strength assessment offers limited predictive validity for detecting risk of future hamstring strain in sport: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 52:329–336, 2018.
- GREVE, J.M.D. Medicina de reabilitação aplicada à ortopedia e traumatologia. 2 ed. São Paulo: Roca; 2010.
- GUCCIONE AA. Fisioterapia geriátrica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002. p. 265-77.
- GUYTON AC, HALL JE. Funções Motoras da Medula Espinhal. Os reflexos Medulares. In: Guyton AC, Hall JE. Tratado de Fisiologia Medica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; p.582, 586, 2002.
- HÄGGLUND M, WALDÉN M, EKSTRAND J. Risk factors for lower extremity muscle injury in professional soccer: the UEFA Injury Study. *Am J Sports Med* 41:327–35, 2013.

HAN J, ANSON J, WADDINGTON G, ADAMS R, LIU Y. The Role of Ankle Proprioception for Balance Control in relation to Sports Performance and Injury. *BioMed Research International*, p. 1-8. 2015.

HANS L, WADDINGTON G, ADAMS R, ANSON J, LIU Y. Assessing proprioception: A critical review of methods. *Journal of Sports an Health Science*. v. 5, n. 1, p. 80-90, 2016

HARRINSON AJ, KEANE SP, COGLAN J. Force-velocity relationship and stretch-shortening cycle function in sprint and endurance athletes. *J Strength Cond Res* 18(3):473-9, 2004.

HATZE, H. Validity and reliability of methods for testing vertical jumping performance. *Journal of Applied Biomechanics*, v.14, n.2, p.127-40, 1998.

HENDERSON G, BARNES CA, PORTAS MD. Factors associated with increased propensity for hamstring injury in English Premier League soccer players. *J Sci Med Sport*. 13:397–402, 2010.

HENNESSY L, KILTY J. Relationship of the stretch-shortening cycle to sprint performance in trained female athletes. *J Strength Cond Res*.15(3):326-31, 2001.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; MERLETTI, R.; STEGEMAN, D.; BLOK, J.; RAU, G.; HÄGG, G. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development*. v. 8, n. 2, p. 13-54, 1999.

HEWETT, T.E.; KEVIN, R.; YINGYING, Y.; KHOURY, J; MYER, G.D. Effectiveness of Neuromuscular Training Based on the Neuromuscular Risk Profile. *The American Journal of Sports Medicine*. v. 45, n. 9, 2017.

HICKS AL, KENT-BRAUN J, DITOR DS. Sex differences in human skeletal muscle fatigue. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 29(3):109-12, 2001.

HOFFMAN, J. R.; LIEBERMANN, D.; GUSIS, A. Relationship of leg strength and power to ground reaction forces in both experienced and novice jump trained personnel. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*. v. 68, no. 8, p. 710-714, 1997.

HOFFMAN, M.; SCHRADER, J.; APPLGATE, T. et al. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. *J Athl Train*.v.33, n.4, p.319-22, 1998.

HUNTER SK. Sex differences and mechanisms of task-specific muscle fatigue. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 37(3):113-22, 2009.

HRYDOMALLIS C. Balance ability and athletic performance. *Sports Med*. 41(3):221–32, 2011.

IKEDA, A.M.; NAVEGA, M.T. Caracterização das lesões ocorridas em atletas profissionais de futebol da Associação Desportiva São Caetano durante o Campeonato Brasileiro de 2006. *Rev. FisioBrasil*, v.11, n.88, p.11-21, 2008.

JENSEN, B., LAURSEN, B., SJØGAARD, G., 2000, "Aspects of shoulder function in relation to exposure demands and fatigue - A mini review", *Clinical Biomechanics*, v. 15, n. 1, pp. 17 – 20, 2000.

- KIBELE, A., BEHM D.G. Seven weeks of instability and traditional resistance training effects on strength, balance and functional performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 23(9), 2443–2450, 2009.
- KIERS H, VAN DIEEN J, DEKKERS H, WITTINK H, VANHEES L. A systematic review of the relationship between physical activities in sports or daily life and postural sway in upright stance. *Sports Med*. 43(11):1171–89, 2013.
- KOFOTOLIS N, KELLIS E. Ankle sprain injuries: a 2-year prospective cohort study in female Greek professional basketball players. *J Athl Train*. 42(3):388-94, 2007.
- KOSHIDA, S, URABE, Y, MIYASHITA, K, IWAI, K, KAGIMORI, A. Muscular outputs during dynamic bench press under stable versus unstable conditions. *J Strength Cond Res* 22: 1584–1588, 2008.
- KRASKA JM, RAMSEY MW, HAFF GG, FETHKE N, SANDS WA, STONE ME. Relationship Between Strength characteristics and Unweighted and weighted vertical jump height. *Int J Sports Physiol Performance*. 4:461-73, 2009.
- KRISHNAN C, ALLEN EJ E WILLIAMS GN. Effect of Knee Position on Quadriceps Muscle Force Steadiness and Activation Strategies. *Muscle Nerve*. 43(4): 563–573, 2011.
- LAGALLY, K.M.; ROBERTSON, R.J.; GALLAGHER, K.I.; GOSS, F.L.; JAKICIC, J.M.; LEPHART, S.M.; McCAW, S.T.; GOODPASTER, B. Perceived exertion, electromyography, and blood lactate during acute bouts of resistance training. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Madison, v. 34, n. 3, p. 552-559, 2002.
- LATTANZIO, P.J., PETRELLA, R.J. Knee proprioception: a review of mechanisms measurements, and implications of muscular fatigue. *Orthopedics* 21, 463-470, 1998.
- LEMONS, T., IMBIRIBA L.A, VARGAS C.D., VIEIRA T.M. Modulation of tibialis anterior muscle activity changes with upright stance width; *Journal of Electromyography and Kinesiology* v. 25, n. 1, p. 168-174, 2015.
- LENMAN JA. Quantitative electromyographic changes associated with muscular weakness. *J Neurol Neurosurg Psychiatr*. 22:306–10, 1959.
- LEPHART SM, PINCIVERO DM, GIRALDO JL, FU FH. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med*. 25:130-137, 1997.
- LEPORACE, G.; METSAVAHT, L.; SPOSITO, M.M.M. Importância do treinamento da propriocepção e do controle motor na reabilitação após lesões músculo-esqueléticas. *Acta Fisiátrica*, v.16, n.3, p. 126-31, 2009.
- LESINSKI M, HORTOBÁGYI T, MUEHLBAUER T, GOLLHOFER A, GRANACHER U. Dose-Response Relationships of Balance Training in Healthy Young Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med*. 45(4):557-76, 2015.
- LORAM, I.D.; KELLY, S.M.; LAKIE, M. Human balancing of an inverted pendulum: is sway size controlled by Ankle impedance? *J Physiol*, v.532, p.879 –891, 2001.
- MALLIOU P, GIOFTSIDOU A, PAFIS G, BENEKA A, GODOLIAS G. Proprioceptive training (balance exercises) reduces lower extremity injuries in young soccer players. *Jor. of Back Musculoskeletal Rehabilitation.*; 17: 101 – 104, 2004.

MANDELBAUM, B.; SILVERS, H.J.; WATANABE, D.S. et al. Effectiveness of a Neuromuscular and Proprioceptive Training Program in Preventing Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Athletes. *Journal of Sports Medicine*, v.33, n.7, p.1003-1010, 2005.

MANOLOPOULOS K.; GISSIS I.; GALAZOULAS C.; MANOLOPOULOS E. PATIKAS D; GOLLHOFER A.; KOTZAMANIDIS C. Effect of combined sensorimotor-resistance training on strength, balance, and jumping performance of soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 30, n. 1. p 53-9. 2016.

MARSHALL P, MURPHY BA. Core Stability exercises on and off a Swiss Ball. *Arch Phys Med Rehab* 86: 242–249, 2005.

MARSHALL P, MURPHY BA. Changes in muscle activity and perceived exertion during exercises performed on a Swiss ball. *Appl Physiol Nutr Metab* 31: 376–383, 2006.

MARTIMBIANCO, A.L.C.; POLACHINI, L.O.; CHAMLIAN, T.R. et al. Efeitos da propriocepção no processo de reabilitação das fraturas de quadril. *Acta ortop. bras.* v.16, n.2, p.112-116, 2008.

MARTIN PG, RATTEY J. Central fatigue explains sex differences in muscle fatigue and contralateral cross-over effects of maximal contractions. *European Journal of Applied Physiology*. 454:957–69, 2007.

McBRIDE, J.M.; BLAAK, J.B.; TRIPLETT-McBRIDE, T. Effect of resistance exercise volume and complexity on EMG, strength, and regional body composition. *Eur. J. Appl. Physiol.* v. 90, p. 626–632, 2003.

MCGUINE, T.A.; KEENE, J.S. The Effect of a Balance Training Program on the Risk of Ankle Sprains in High School Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*. v.34, n.7, p.1103-11, 2006.

MCLEOD TCV; ARMSTRONG T, MILLER M, SAUERS JL. Balance improvements in female high school basketball players after a 6-week neuromuscular-training program. *Journal of Sport Rehabilitation*. 18, 465-481, 2009.

MERCER, J.A.; BEZODIS, N.; DeLION, D.; ZACHRY, T.; RUBLEY, M.D. EMG sensor location: Does it influence the ability to detect differences in muscle contraction conditions? *J. Electromyogr. Kinesiol.* v. 16, p. 198- 204, 2006.

MESSINA DF, FARNEY WC, DELEE JC. The incidence of injury in Texas high school basketball. A prospective study among male and female athletes. *Am J Sports Med* 27:294-9, 1999.

MICHAEL JW, BEHM DG. Not all instability training devices enhance muscle activation in highly resistance-trained individuals. *J Strength Cond Res* 22: 1360–1370, 2008.

MICKLE KJ, MUNRO BJ, STEELE JR. Gender and age affect balance performance in primary school-aged children. *J Sci Med Sport*. 14(3):243–8. 2011.

MILLER RG, GIANNINI D, MILNER-BROWN HS, LAYZER RB, KORETSKY AP, HOOPER D, et al. Effects of fatiguing exercise on high-energy phosphates, force, and EMG: evidence for three phases of recovery. *Muscle Nerve*.10(9):810–21, 1987.

MILNER-BROWN HS, MELLENTHIN M, MILLER RG. Quantifying human muscle strength, endurance and fatigue. *Arch Phys Med Rehab.* 67(8):530–5, 1986.

MOHAMED, O.; PERRY, J.; HISLOP, H. Relationship between wire EMG activity, muscle length and torque of the hamstrings. *Clinical Biomechanics.* v.17, n.8, p.569-576, 2002.

MOREIRA M, SANTOS MF, BARROS GS, NASCIMENTO TS, ARAÚJO AD, NETO MG. Percepção de dor e alterações musculoesqueléticas em atletas de basquete na preparação para os jogos universitários de 2014. *Revista Pesquisa em Fisioterapia.* 6(3):217-222, 2016.

MORITANI T e DEVRIES HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med* 58: 115-130, 1979.

MORITANI T e DEVRIES HA. Reexamination of the relationship between the surface integrated EMG (IEMG) and force of isometric contraction. *Am J Phys Med* 57: 263-277, 1978.

MOTA, G.R.; GOMES, L.H.; CASTARDELI, E. et al. Treinamento proprioceptivo e de força resistente previnem lesões no futebol. *J Health Sci Inst.* v.28, n.2, p.191-193, 2010.

NAGANO Y., HIROFUMI I, MASAMI A, FUKUBAYASH T. Effects of jump and balance training on knee kinematics and electromyography of female basketball athletes during a single limb drop landing: pre-post intervention study. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology.* 3:14, p1-8, 2011.

NAGAI, T.; SELL, T.C.; HOUSE, A.J.; ABT, J.P.; LEPHART, S.M. Knee Proprioception and Strength and Landing Kinematics During a Single-Leg Stop-Jump Task. *Journal of Athletic Training.* v.48, n.1, p.31–38, 2013.

NAGAI T, SELL T, ABT J, LEPHART S. Reliability, precision, and gender differences in knee internal/external rotation proprioception measurements. *Phys Ther.* 13(4):233-7, 2012.

NORONHA, M.; REFSHAUGE, K.M.; KILBREATH, S.L. et al. Cross-cultural adaptation of the Brazilian-Portuguese version of the Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT). *Disabil Rehabil.*, v.30, n.26, p.1959-65, 2008.

OBERACKER, L.M., DAVIS, S.E., HAFF, G.G., WITMER, C.A. AND MOIR, G.L. The Yo-Yo IR2 Test: Physiological Response, Reliability, and Application to Elite Soccer, *Journal of Strength and Conditioning Research.* 26(10), 2734-2740, 2012.

O'LEARY SP, VICENZINO BT, JULL GA. A new method of isometric dynamometry for the craniocervical flexor muscles. *Phys Ther.* 85(6):556-64, 2005.

ONISHI H, YAGI R, AKASAKA K, MOMOSE K, IHASHI K, HANDA Y. Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* v.10, n.1, p.59-67, 2000.

OPAR DA, WILLIAMS MD, SHIELD AJ. Hamstring strain injuries: factors that lead to injury and re-injury. *Sports Med.* 42:209–26, 2012.

ORCHARD J, MARSDEN J, LORD S, GARLICK D. Preseason hamstring muscle weakness associated with hamstring muscle injury in Australian footballers. *Am J Sports Med.*25:81–5, 1997.

ORCHARD JW, DRISCOLL T, SEWARD H, ORCHARD JJ. Relationship between interchange usage and risk of hamstring injuries in the Australian Football League. *J Sci Med Sport.* 15:201–6, 2012.

PACHECO, A.M.; VAZ, M.A.; PACHECO, I. Avaliação do tempo de resposta eletromiográfica em atletas de Voleibol e não atletas que sofreram entorse de tornozelo. *Rev. Bras. de Medicina do Esporte.*v.11, n.6, p.325-330, 2005.

PÁNICS G.; ANDRÁS TÁLLAY, ATTILA PAVLIK, ISTVÁN BERKES. The effect of proprioception training on knee joint position sense in female team handball players. *Br J Sports Med* p.1-8, 2008.

PATERNI, M.V.; MYER, G.D.; FORD, K.R. et al. Neuromuscular Training Improves Single-Limb Stability in Young Female Athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* v.34, n.6, p.305-316, 2004.

PAU, M.; LOI, A.; PEZZOTTA, M. Does sensorimotor training improve the static balance of young volleyball players? *Sports Biomechanics.* v.11, n.1, p. 97-107, 2012.

PECCIN, M.S.; CICONELLI, R.; COHEN, M. Questionário Específico para Sintomas do Joelho “LYSHOLM KNEE SCORING SCALE” - Tradução e Adaptação para a Língua Portuguesa. *Acta Ortopédica Brasileira*, v.14, n.5, p.268-272, 2006.

PFILE, K.R.; GRIBBLE PA, BUSKIRK GE, MESERTH SM, PIETROSIMONE BG. Sustained improvements in dynamic balance and landing mechanics after a 6-week neuromuscular training program in college women’s basketball players. *Journal of Sport Rehabilitation.* 25, 233 -240, 2016.

POTULSKI, A.P BALDISSERA DK, VIDMAR MF, WIBELINGER LM. Pico de torque muscular de flexores e extensores de joelho de uma população geriátrica. *Revista Brasileira de Ciências da Saúde.* v.9, n.28, p. 25-30, 2011.

PRIESKE O., T. MUEHLBAUER, T. KRUEGER, A. KIBELE, D. BEHM, U. GRANACHER. Sex-Specific Effects of Surface Instability on Drop Jump and Landing Biomechanics. *Int J Sports Med*, p.1-8. 2014.

PROSKE U, WISE AK, GREGORY JE. The role of muscle receptors in the detection of movements. *Prog Neurobiol.*;60:85-96, 2000.

RELPH, N.; HERRINGTON, L. The effects of knee direction, physical activity and age on knee joint position sense. *The Knee.* v. 23, p.393–398, 2016.

RIBEIRO, F.; OLIVEIRA, J. Efeito da fadiga muscular local na propriocepção do joelho. *Fisioter. Mov.* v.21, n.2, p.71-83, 2008.

RIEMANN, B. L. E LEPHART, S. M. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training.* 37(1), pp. 80-84, 2002.

RIVA, D.; BIANCHI, R.; ROCCA, F.; MAMO, C. Proprioceptive training and injury prevention in a professional men’s basketball team: a six-year prospective study. *Journal of Strength and Conditioning Research.* v. 30, n. 2, p.461-75, 2016.

ROIJEZON U, CLARK N, TRELEAVEN J. Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 1: basic science and principles of assessment and clinical intervention. *Manual Therapy*, v. 20, p. 368 – 377, 2015.

ROMERO-FRANCO N, MARTINEZ-LOPEZ E, LOMAS-VEGA R, et al.: Effects of proprioceptive training program on core stability and center of gravity control in sprinters. *J Strength Cond Res*. 26: 2071–2077, 2012.

ROMERO-FRANCO, N.; MARTÍNEZ-AMAT, A.; HITTA-CONTRERAS, F. et al. Short-term Effects of a Proprioceptive Training Session with Unstable Platforms on the Monopodal Stabilometry of Athletes. *J. Phys. TherSci*. v.26, n.1, p.45-51, 2014.

ROMERO-FRANCO, N.; MARTÍNEZ-LÓPEZ, E.J.; LOMAS-VEJA, R. et al. Short-term effects of proprioceptive training with unstable platform on athletes stabilometry. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v.27, n.8, p.2189-97, 2013.

ROZZI, S.; YUKTANANANDAN, P.; PINCEVERO, D. et al. Role of fatigue on proprioception and neuromuscular control. In: Lephart SM, Fu FH, editors. proprioception and neuromuscular control in joint stability. Champaign, IL: Human Kinetics, p. 375-384, 2000.

RUDDY JD, POLLARD CW, TIMMINS RG, WILLIAMS MD, SHIELD AJ, OPAR DA. Running exposure is associated with the risk of hamstring strain injury in elite Australian footballers. *Br J Sports Med*. 0:1–11, 2016.

SACCO, I. C. N. TAKAHASI HY, SUDA EY, BATTISTELLA LR, KAVAMOTO CA, LOPES JA, VASCONCELOS JC. Ground reaction force in basketball cutting maneuvers with and without ankle bracing and taping. *São Paulo Medicine Journal*. v. 124, no. 5, p. 245-252, 2006.

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

SALAHZADEH Z, MAROUFI N, SALAVATI M, ASLEZAKER F, MORTEZA N, HACHESU PR. Proprioception in Subjects with Patellofemoral Pain Syndrome: Using the Sense of Force Accuracy. *Journal of Musculoskeletal Pain*. v. 21(4): 341–349, 2013.

SANGNIER, S; TOURNY-CHOLLET, C. Effect of fatigue on hamstrings and quadriceps during isokinetic fatigue testing in semiprofessional soccer players. *International Journal of Sports Medicine*. v. 28, n. 11, p. 952-957, 2007.

SCHIMIDT HL, MACHADO AS, VAZ MA E CARPES FP. Isometric muscle force, rate of force development and knee extensor neuromuscular efficiency asymmetries at different age groups. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum*. 16(3):307-315, 2014.

SHUMWAY-COOK A, WOOLLACOTT MH. Controle motor: teorias e aplicações práticas. Barueri: Manole; 2003. p.47-84: Fisiologia do controle motor.

SILVA AS, ABDALLA RJ, FISBERG M. Incidência de lesões musculoesqueléticas em atletas de elite do basquetebol feminino. *Acta Ortop. Bras*. 15(1):43-6, 2007.

SMIRNIOTOU A, KATSIKAS C, PARADISI G, ARGEITAKI P, ZACHAROGIANNIS E, TZIORTZIS S. Strength-power parameters as predictors of sprinting performance. *J Sports Med Phys Fitness*. 48(4):447-54, 2008.

- SOLOMONOW M, KROGSGAARD M. Sensorimotor control of knee stability. A review. *Scand J Med Sci Sports*. 11:64-80, 2001.
- SOSNOFF JJ, VOUDRIE SJ, EBERSOLE KT. The effect of knee joint angle on torque control. *J Mot Behav*. 42(1):5–10, 2010.
- STANTON R, REABURN PR, HUMPHRIES B: The effect of short-term Swiss ball training on core stability and running economy. *J Strength Cond Res*. 18: 522–528, 2004.
- TANEDA M, POMPEU JE. Fisiologia e importância do órgão tendinoso de Golgi no controle motor normal. *Revista Neurociências*. v14, n1, p: 37-42, 2006.
- TAUBE W, GRUBER M, GOLLHOFER, A. Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiol*. 193: 101–116, 2008.
- TAYLOR, J.B.; WAXMAN, J.P.; RICHTER, S.J., et al. Evaluation of the effectiveness of anterior cruciate ligament injury prevention programme training components: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. v.49, p.79–87, 2015.
- TEIXEIRA, C.S.; LEMOS, L.F.C.; LOPES, L.F.D. et al. Equilíbrio corporal e exercícios físicos: uma investigação com mulheres idosas praticantes de diferentes modalidades. *Acta Fisiatr*. v.15, n.3, p.154-7, 2008.
- TRAN, T.T., NIMPHIUS S, LUNDGREN L, SECOMB J, FARLEY OLR, HAFF GG, NEWTON RU, BROWN LE, SHEPPARD JM. Effects of unstable and stable resistance training on strength, power and sensorimotor abilities in adolescent surfers. *International Journal of Sports Science & Coaching*. v10, n5, p: 899-910, 2015.
- VAMVAKOUDIS E, VRABAS IS, GALAZOULAS C, STEFANIDIS P, METAXAS TI, MANDROUKAS K. Effects of basketball training on maximal oxygen uptake, muscle strength, and joint mobility in young basketball players. *J. Strength Cond. Res.* 21(3):930-36, 2007.
- VAN DER DOES, H. T. D., BRINK, M. S., BENJAMINSE, A., VISSCHER C., LEMMINK K. A. P. M. Jump Landing Characteristics Predict Lower Extremity Injuries in Indoor Team Sports. *Int J Sports Med*. 37: 251–256, 2016.
- VAN DYK N, BAHR R, WHITELEY R, et al. Hamstring and quadriceps isokinetic strength deficits are weak risk factors for hamstring strain injuries: a 4-Year cohort study. *Am J Sports Med*. 44:1789–95, 2016.
- VECCHI, S.F.; OLIVEIRA, N.T.B; MIYAMOTO, G.C. et al. O senso de posição articular do joelho não é alterado pela dominância. *Con Scientia e Saúde*. v.12, n.2, p.195-200, 2013.
- VESCOVI, J. D.; CANAVAN, P. K.; HASSON, S. Effects of a plyometric program on vertical landing force and jumping performance in college women. *Physical Therapy in Sport*. v. 9, no. 4, p. 185-192, 2008.
- VISSER J, GEUZE RH. Kinaesthetic acuity in adolescent boys: a longitudinal study. *Dev Med Child Neurol*. 42:93-96, 2000.
- WADDINGTON G, ADAMS R, JONES A. Wobble board (ankle disc) training effects on the discrimination of inversion movements. *Aust J Physiother*. 45: 95-101, 1999.

WADDINGTON G, SEWARD H, WRIGLEY T, LACEY N, ADAMS R. Comparing wobble board and jump-landing training effects on knee and ankle movement discrimination. *J Sci Med Sport*. 3(4):449, 2000.

WALKER S, DAVIS L, AVELA J, HÄKKINEN K. Neuromuscular fatigue during dynamic maximal strength and hypertrophic resistance loadings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 22, 356–362, 2012.

WEBER FS, DA SILVA BGC, RADAELLI R, PAIVA C, PINTO RS. Avaliação Isocinética em Jogadores de Futebol Profissional e Comparação do Desempenho Entre as Diferentes Posições Ocupadas no Campo. *Rev Bras Med Esporte*. v. 16, n. 4, p. 264-8, 2010.

WIDMAIER, E. P., RAFF H, STRANG KT. Fisiologia Humana: Mecanismos e funções corporais. 12ª edição. Editora Guanabara, 2013.

WITCHALLS, J.; BLANCH, P.; WADDINGTON, G.; ADAMS, R. Intrinsic functional deficits associated with increased risk of ankle injuries: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*. v.46, p.515–23, 2012.

YAGGIE JA, CAMPBELL BM: Effects of balance training on selected skills. *J Strength Cond Res*. 20: 422–428, 2006.

XU I, LAURENDEAU S.; TEASDALE, N.; SIMONEAU, M. Change in the natural head-neck orientation momentarily altered sensorimotor control during sensory transition. *Gait & Posture*. 53, 80–85, 2017.

ZAVIEH MK, AMIRSHAKERI B, REZASOLTANI A, TALEBI GA, KALANTARI KK, NEDAEY V, BAGHBAN AA. Measurement of force sense reproduction in the knee joint: application of a new dynamometric device. *J Phys Ther Sci*. 28(8): 2311–2315, 2016.

ZHANG, S. CLOWERS K, KOHSTALL C, YU YJ. Effects of various midsole densities of basketball shoes on impact attenuation during landing activities. *Journal of Applied Biomechanics*. v. 21, no. 1, p. 3-17, 2005.

ZVIJAC JE, TORISCELLI TA, MERRICK S, KIEBZAK GM. Isokinetic concentric quadriceps and hamstring strength variables from the NFL Scouting Combine are not predictive of hamstring injury in first-year professional football players. *Am J Sports Med*. 41:1511–8, 2013.

10 - ANEXOS

10.1 ANEXO I

Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)

Appendix 2. Brazilian Portuguese version of the CAIT.				Appendix 2. (Continued).			
	ESQ	DIR	Pontuação		ESQ	DIR	Pontuação
Assinale a alternativa que descreve seus tornozelos da forma mais adequada.							
1. Sinto dor no tornozelo				5. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo quando fico num só pé			
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5	Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Quando pratico esportes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4	Na ponta do pé	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Quando corro em superfícies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3	Com o pé inteiro no chão	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
Quando corro em superfícies planas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2	6. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo quando			
Quando ando em superfícies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1	Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Quando ando em superfícies planas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0	Pulo de um lado para o outro numa só perna	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
2. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo				Quando pulo no mesmo lugar numa só perna	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4	Quando pulo com as duas pernas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
Às vezes quando pratico esportes (nem sempre)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3	7. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo quando			
Freqüentemente quando pratico esportes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2	Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
Às vezes durante atividades diárias	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1	Corro em superfícies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Freqüentemente durante atividades diárias	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0	Corro lentamente em superfícies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
3. Quando me viro BRUSCAMENTE, sinto INSTABILIDADE no tornozelo				Ando em superfícies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3	Ando em uma superfície plana	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
Às vezes quando corro	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2	8. TÍPICAMENTE quando começo a torcer o tornozelo, consigo parar			
Freqüentemente quando corro	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1	Imediatamente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Quando ando	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0	Freqüentemente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
4. Quando desço escadas, sinto INSTABILIDADE no tornozelo				Às vezes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3	Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
Se for rapidamente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2	Nunca torci o tornozelo	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Ocasionalmente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1	9. Após um entorse TÍPICO, meu tornozelo volta ao normal			
Sempre	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0	Quase imediatamente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
				Em menos de um dia	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
				Em 1 a 2 dias	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
				Em mais de 2 dias	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
				Nunca torci o tornozelo	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3

(continua)

Note: The scoring scale is on the right. The scoring system is not visible on the subject's version.

10.2 ANEXO II

Questionário de *Lesholm*

<p>Mancar (5 pontos) Nunca = 5 Leve ou periodicamente = 3 Intenso e constantemente = 0</p> <p>Apoio (5 pontos) Nenhum = 5 Bengala ou muleta = 2 Impossível = 0</p> <p>Travamento (15 pontos) Nenhum travamento ou sensação de travamento = 15 Tem sensação, mas sem travamento = 10 Travamento ocasional = 6 Frequente = 2 Articulação (junta) travada no exame = 0</p> <p>Instabilidade (25 pontos) Nunca falseia = 25 Raramente, durante atividades atléticas ou outros exercícios pesados = 20 Frequentemente durante atividades atléticas ou outros exercícios pesados (ou incapaz de participação) = 15 Ocasionalmente em atividades diárias = 10 Frequentemente em atividades diárias = 5 Em cada passo = 0</p>	<p>Dor (25 pontos) Nenhuma = 25 Inconstante ou leve durante exercícios pesados = 20 Marcada durante exercícios pesados = 15 Marcada durante ou após caminhar mais de 2 Km = 10 Marcada durante ou após caminhar menos de 2 Km = 5 Constante = 0</p> <p>Inchaço (10 pontos) Nenhum = 10 Com exercícios pesados = 6 Com exercícios comuns = 2 Constante = 0</p> <p>Subindo escadas (10 pontos) Nenhum problema = 10 Levemente prejudicado = 6 Um degrau cada vez = 2 Impossível = 0</p> <p>Agachamento (5 pontos) Nenhum problema = 5 Levemente prejudicado = 4 Não além de 90 graus = 2 Impossível = 0</p> <p>Pontuação total: _____</p>
<p>Quadro de pontuação: Excelente: 95 – 100; Bom: 84 – 94; Regular: 65 – 83; Ruim: < 64</p>	