

Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança
Licenciatura em Educação Física

Raphael Pereira Fortes

**EFEITOS DE DIFERENTES ESTRATÉGIAS DE INDUÇÃO DE FADIGA EM
PARÂMETROS NEUROMUSCULARES AVALIADOS EM DINAMÔMETRO
ISOCINÉTICO EM ATLETAS DE FUTEBOL: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA.**

Porto Alegre

2021

Raphael Pereira Fortes

**EFEITOS DE DIFERENTES ESTRATÉGIAS DE INDUÇÃO DE FADIGA EM
PARÂMETROS NEUROMUSCULARES AVALIADOS EM DINAMÔMETRO
ISOCINÉTICO EM ATLETAS DE FUTEBOL: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA.**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado como requisito parcial à
obtenção do título de licenciado em Educação
Física dada Escola de Educação Física da
Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Ronei S. Pinto

Co-orientador: Mestre Prof. Carlos L. F.
Machado

Porto Alegre

2021

FOLHA DE APROVAÇÃO

Raphael Pereira Fortes

EFEITOS DE DIFERENTES ESTRATÉGIAS DE INDUÇÃO DE FADIGA EM PARÂMETROS NEUROMUSCULARES AVALIADOS EM DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO EM ATLETAS DE FUTEBOL: UMA REVISÃO SISTEMÁTICA.

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito parcial à obtenção do título de licenciado em Educação Física dada Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.
Orientador: Prof. Dr. Ronei S. Pinto
Co-orientador: Mestre Prof. Carlos L. F. Machado

Aprovado em: Porto Alegre, [Clique aqui para inserir uma data].

BANCA EXAMINADORA:

Nome e titulação do orientador
Instituição do orientador

Nome e titulação do membro da banca
Instituição do membro da banca

Nome e titulação do membro da banca
Instituição do membro da banca

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de agradecer aos meus pais Silvia Pereira e Tarcísio Fortes, avós Terezinha Fortes e Maria Pereira e ao meu avô Vilmar da luz, por me incentivar e buscar proporcionar as condições necessárias para que seguisse estudando e conseguisse alcançar meus objetivos. Admiro e sou grato a todos. Amo vocês.

A minha namorada Rafaela, que além de companheira, colega de graduação e amiga, foi essencial na minha trajetória acadêmica, nos momentos mais difíceis a tua companhia foi um alento. Obrigado por tudo.

Meus agradecimentos ao meu grande amigo e irmão de UFRGS deu Israel, certamente você marcou minha evolução pessoal, profissional e acadêmica. Obrigado por todos os momentos de alegria, amizade e fraternidade. Sem ti a graduação não teria sido tão boa.

Aos meus demais amigos Christian, Gabriel e Matheus, meu agradecimento. Vocês fizeram meus dias estudos e almoços no RU mais alegres. Vou levar a amizade de vocês para além da vida acadêmica.

Aos meus mentores o meu mais sincero agradecimento. Meu querido orientador Ronei Silveira Pinto, que além de ser uma referência para mim, foi quem me acolheu no Grupo de Pesquisa em Treinamento de Força. Obrigado por acreditar em mim e sempre me incentivar a seguir no caminho da pesquisa. Agradeço também ao meu co-orientador e amigo Carlos Leonardo Machado, você me ensinou e me ensina muito, obrigado por me acolher e acreditar em mim. Ao Professor Leonardo Alexandre Tartaruga, ser teu aluno e bolsista foi um divisor de águas na minha formação acadêmica, obrigado pelos ensinamentos.

Agradeço a UFRGS pela oportunidade de cursar e me formar em Educação Física. Certamente, meu aprimoramento pessoal, acadêmico e profissional só foi possível por todo o suporte que tive por essa instituição, docentes e aos demais integrantes que dela fazem parte. Meu mundo é maior hoje por causa da Universidade Federal do Rio Grande Sul, muito obrigado!

RESUMO

A fadiga muscular tem sido relacionada com um maior risco para lesões de membros inferiores em jogadores de futebol. Estudos têm adotado a avaliação de parâmetros de desempenho antes e a após testes simuladores das demandas do jogo e a realização de partidas para indução de fadiga. No entanto, estas estratégias podem impactar de forma distinta os parâmetros de desempenho considerados também fatores de risco para lesões. A presente revisão teve como objetivo verificar os efeitos de diferentes estratégias de indução de fadiga (protocolos de simulação e jogos) em parâmetros neuromusculares associados com o risco de lesão (pico de torque concêntrico e excêntrico, taxa de produção de força de flexores e extensores de joelho, e razão de força Isquiotibiais:quadríceps convencional e funcional, e taxa de produção de força) em jogadores de futebol. Para isso, foi realizada uma busca por estudos na base de dados digital *PubMed*. Ao fim das etapas de seleção, 31 estudos foram analisados. Os principais achados desta revisão foram a) uma redução do desempenho na maioria dos estudos após os protocolos simuladores e jogos; b) uma redução do pico de torque concêntrico de extensores do joelho especialmente quando avaliado sob velocidade lenta ($60^\circ/\text{s}$); b) uma queda do pico de torque excêntrico de flexores do joelho, principalmente quando verificado em velocidades intermediárias (90 , 120 , 150 , 160 , 180 e $240^\circ/\text{s}$); c) um declínio da razão funcional isquiotibiais:quadríceps, sobretudo em velocidades intermediárias e rápidas (120 , 180 e $300^\circ/\text{s}$) e d) uma redução da taxa de produção de força especialmente no estágio inicial da contração muscular ($0-50$ ms). Em conclusão, a presente revisão destaca uma redução não unânime de parâmetros de desempenho associados ao risco de lesão de membros inferiores após o uso de protocolos simuladores e jogos em atletas de futebol. Por fim, foi observado que alguns parâmetros de desempenho parecem ser afetados de forma específica.

Palavras-chave: Testes de campo, Lesões musculares, Pico de torque, Razão de força Isquiotibiais:Quadriceps, Taxa de produção de força.

ABSTRACT

Muscle fatigue has been related to a higher risk for lower-limb injuries in soccer players. Studies have adopted the evaluation of performance before and after tests that simulate the game demands and matches to induce fatigue. However, these strategies may promote a distinct impact on performance parameters that are also considered risk factors for injuries. This review aimed to verify the effects of different fatigue-induced strategies (simulating protocols and matches) on neuromuscular parameters associated with injury risk (concentric and eccentric peak torque, and rate of force development of knee extensors and flexors, and hamstrings-to-quadriceps muscle strength ratios) in soccer players. A search for studies in the PubMed digital database was performed. At the end of the selection steps, 31 studies were analyzed. The main findings of this review were a) a reduction in performance in most studies after protocols and games; b) a reduction in the concentric peak torque of knee extensors especially when evaluated in slow speed (60°/s); b) a decrease in the eccentric peak torque of knee flexors mainly in intermediate speeds (90, 120, 150, 160, 180 and 240°/s); c) a decline in the hamstring-to-quadriceps functional ratio especially at intermediate and fast speeds (120, 180 and 300°/s); and d) a reduction in the rate of force development especially in the early stage of muscle contraction (0-50 ms). In conclusion, the present review highlights a non-unanimous reduction in performance parameters associated with the risk of lower-limb injury after using simulator games protocols and matches in soccer athletes. Finally, it was observed that some performance parameters seem to be specifically affected.

Keywords: Field-tests, Muscle injuries, Peak torque, Hamstring-to-quadriceps strength ratio, Rate of force development.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	8
2 OBJETIVOS	10
2.1 OBJETIVO GERAL	10
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	10
3 MATERIAIS E MÉTODOS	11
3.1 QUESTÕES DE PESQUISA	11
3.2 TIPO DE ESTUDO E ESTRATÉGIA DE BUSCA	11
3.3 CRITÉRIOS DE ELIGIBILIDADE	12
3.4 SELEÇÃO DOS ESTUDOS	12
3.5 EXTRAÇÃO DOS DADOS	12
3.6 ANÁLISE DOS DADOS	13
4 RESULTADOS	13
4.1 DESCRIÇÃO DOS ESTUDOS	13
4.2 PARÂMETROS NEUROMUSCULARES	20
4.2.1 Pico de torque (PT)	20
4.2.2 PT concêntrico e excêntrico de extensores de joelho	20
4.2.2.1 <i>PT concêntrico e excêntrico de extensores em velocidade lenta (60°/s)</i>	20
4.2.2.2 <i>PT concêntrico e excêntrico de extensores em velocidades intermediárias (90, 120, 180 e 240°/s)</i>	22
4.2.2.4 <i>PT de extensores em velocidade rápida (300°/s)</i>	26
4.2.2.5 <i>PT de extensores em isometria</i>	26
4.2.3 PT concêntrico e excêntrico de flexores de joelho	27
4.2.3.1 <i>PT concêntrico e excêntrico de flexores em velocidade lenta (60°/s)</i>	27
4.2.3.2 <i>PT concêntrico e excêntrico de flexores em velocidades intermediárias (90°/s, 120°/s e 180°/s)</i>	28
4.2.3.3 <i>PT concêntrico e excêntrico de flexores em velocidade rápida (300°/s)</i>	32
4.2.3.4 <i>PT de flexores em isometria</i>	32
4.3 RAZÕES DE FORÇA ENTRE ISQUIOTIBIAIS E QUADRÍCEPS (RAZÃO I:Q) 33	
4.3.1 Razão I:Q Convencional (I:Q-C).....	33
4.3.1.1 <i>Razão convencional em velocidade lenta (60°/s)</i>	33
4.3.1.2 <i>Razão convencional em velocidades intermediárias (90, 120 e 180°/s)</i>	34

4.3.1.3 Razão convencional em velocidade rápida (300°/s).....	35
4.3.2.1 Razão funcional em velocidade lenta (60°/s)	36
4.3.2.2 Razão funcional em velocidades intermediárias (120 e 180°/s).....	37
4.3.2.3 Razão funcional em velocidade rápida (300°/s)	39
4.4 TAXA DE PRODUÇÃO DE FORÇA (TPF)	39
4.4.1 Taxa de produção de força em intervalos de até 0 a 50 ms.....	39
4.4.2 Taxa de produção de força em intervalos de 0 a 50 até 0 a 100 ms.....	40
4.4.3 Taxa de produção de força em intervalos de 0 a 100 até 0 a 250 ms.....	40
4.4.4 Taxa máxima de produção de força ($T_{\text{máxPF}}$)	40
5 DISCUSSÃO	41
5.1 PT DE EXTENSORES DE JOELHO.....	41
5.2 PT DE FLEXORES DE JOELHO	43
5.3 RAZÃO I:Q CONVENCIONAL (RAZÃO I:Q-C).....	45
5.4 RAZÃO I:Q FUNCIONAL (I:QF)	45
5.5 TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA DE FLEXORES E EXTENSORES DO JOELHO	46
6 LIMITAÇÕES	47
7 CONCLUSÃO	48
REFERÊNCIAS.....	49

1 INTRODUÇÃO

O futebol caracteriza-se como um esporte estocástico e intermitente, com predominância de demandas de baixa intensidade, alternadas com ações rápidas de alta intensidade (BANGSBO et al., 2006). Nos últimos anos, evidenciou-se especialmente uma elevação da intensidade das partidas de futebol (CLEMENTE et al., 2013; COPALLE et al., 2019). Barnes e colaboradores (2014) reportaram um aumento em atividades como corrida em alta intensidade (+50%), número (+35%) e distância de *sprints* (+85%) entre as temporadas 2006-07 e 2012-13 da *Premier League* inglesa. Adicionalmente, cerca de 18% da distância total percorrida em uma partida é composta por corridas em alta velocidade (TAYLOR et al., 2017). Este incremento de intensidade compreende um maior risco para lesões de membro inferiores (BARNES et al., 2014; EKSTRAND et al., 2013; WOODS et al., 2004).

Dentre as lesões reportadas na literatura, as musculares são destacadas como as mais frequentes, correspondendo de 20 a 37% de todo o tempo perdido por lesões no futebol de elite (EKSTRAND, 2011). Nesse contexto, a lesão por distensão de isquiotibiais é a mais frequente, compreendendo 17% das lesões musculares por temporada (EKSTRAND, 2011). A lesão de isquiotibiais acontece geralmente em ações rápidas, de aceleração e desaceleração e alta exigência de produção de força excêntrica (THELEN et al., 2005). Outra lesão bastante investigada é a ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA), que tem sido extensivamente explorada devido a sua severidade e consequente ausência prolongada no esporte (e.g. 8-12 meses) (AGEL et al., 2016; GRASSI et al. 2019; LAI et al., 2018; WALDÉN et al., 2014; VILLA et al., 2020). Sugere-se que a ruptura do LCA acontece principalmente nos ângulos iniciais de flexão do joelho, sendo comumente observada em situações de perturbação da postura com ações de ataque ou defesa, recuperação do equilíbrio, aterrissagem ou mudança de direção (WALDÉN et al., 2014; VILLA et al., 2020).

Diversos fatores de risco para lesões de isquiotibiais e LCA têm sido investigados. Neste sentido, os equipamentos de dinamometria isocinética têm sido amplamente utilizados, uma vez que possibilitam a obtenção do pico de torque (PT) concêntrico e excêntrico e razões de força muscular da articulação do joelho (i.e., desempenho de flexores/desempenho de extensores, medidas previamente associadas com a incidência de lesões em atletas de futebol (DAUTY et al., 2018).

Outros fatores que têm recebido destaque são a fadiga muscular e a habilidade de desenvolver força rapidamente (i.e., taxa de produção de força; TPF) (BUCKTHORPE et al., 2014). As lesões de isquiotibiais são comumente observadas nos momentos finais de cada tempo (WOODS et al., 2004), em que há maior fadiga muscular acumulada (EKSTRAND, 2011; MOHR et al., 2003). Ademais, a fadiga dos isquiotibiais resulta em maior translação anterior da tibia, um fator de risco estritamente relacionado à ruptura no LCA (BEHRENS et al., 2013). Adicionalmente, as lesões ocorrem em condições em que há uma alta exigência de produção de força em curtos períodos (até 250 ms na distensão de isquiotibiais e 17 a 50 ms na ruptura de LCA) (CORREIA et al., 2020; ZEBIS et al., 2009). Recentemente, a fadiga muscular mostrou-se uma importante preditora de lesões de isquiotibiais em jogadores de futebol (LORD et al., 2018), e a TPF uma variável mais sensível que o PT para verificação da queda de desempenho (BUCKTHORPE et al., 2014; GRAZIOLI et al., 2019; ZEBIS et al., 2011). Em conjunto, estes achados reforçam a necessidade da avaliação de parâmetros de desempenho associados com o maior risco de lesão não apenas em condições recuperadas, mas também após a exposição à fadiga.

Distintos modelos experimentais para a verificação dos efeitos da fadiga sobre parâmetros neuromusculares relacionados a risco de lesões têm sido adotados, tais como a indução de fadiga através de protocolos simuladores das demandas de uma partida (SMALL et al., 2012) e a avaliação do desempenho antes e após uma partida de futebol (CARLING et al., 2018; GRAZIOLI et al., 2019). Embora a validade ecológica entre as estratégias varie devido à condição de exposição de cada situação (jogo simulado vs. partida), é importante destacar que as escolhas ocorrem de acordo com as disponibilidades dos atletas, espaços e tempo para a realização dos protocolos e avaliações. Assim, embora menos ecológicos que a realização de partidas, os protocolos de jogos simulados se tornam ainda muito adotados por equipes esportivas.

Visto que cada protocolo pode impactar de forma distinta os parâmetros de desempenho comumente adotados como referência ao risco para lesões, é importante verificar o comportamento destes parâmetros de acordo com a estratégia adotada. O objetivo da presente revisão sistemática foi verificar o impacto de distintas estratégias de indução de fadiga (jogo simulado e partida) em parâmetros neuromusculares considerados fatores de risco para a lesão de isquiotibiais e LCA em jogadores de futebol.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Em jogadores de futebol, verificar os efeitos de diferentes estratégias de indução de fadiga sobre fatores de risco para lesão avaliados em dinamômetro isocinético.

Estratégias de indução de fadiga adotadas:

- Protocolos simuladores de demandas físicas de uma partida de futebol;
- Partida oficial ou amistosa de futebol.

Parâmetros neuromusculares relacionados a risco de lesão avaliados em dinamometria isocinética:

- Pico de torque concêntrico e excêntrico de flexores e extensores de joelho;
- Taxa de produção de força de flexores e extensores de joelho;
- Razões de força muscular isquibiais:quadríceps, obtidas através de valores de pico de torque de flexores e extensores de joelho.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Verificar os efeitos do uso de protocolos de simulação de jogos como estratégia para indução de fadiga sobre parâmetros neuromusculares relacionados a risco de lesão avaliados em dinamometria isocinética;
- Verificar o efeito da fadiga induzida por uma partida de futebol sobre parâmetros neuromusculares relacionados a risco de lesão avaliados em dinamometria isocinética.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 QUESTÕES DE PESQUISA

Quais os efeitos do uso de protocolos de simulação de jogos como estratégia para indução de fadiga sobre parâmetros neuromusculares relacionados a risco de lesão avaliados em dinamometria isocinética?

Quais os efeitos da fadiga induzida pela realização de uma partida de futebol sobre parâmetros neuromusculares relacionados a risco de lesão avaliados em dinamometria isocinética?

3.2 TIPO DE ESTUDO E ESTRATÉGIA DE BUSCA

O presente trabalho caracteriza-se como um estudo de revisão sistemática. A busca de estudos primários foi realizada por dois colaboradores no mês de abril de 2021. Foram considerados elegíveis os estudos publicados até o final de abril de 2021. A base de dados *PubMed* (*Medline*) foi utilizada. Ainda, a estratégia de busca foi estruturada com base no anagrama PICOT (sigla em inglês). Participantes: atletas de futebol; Intervenção: protocolos de fadiga via jogos simulados e jogos/partidas; Comparador: momento pré-protocolo de fadiga; Objetivos: pico de torque, taxa de produção de força, razões de força muscular Isquiotibiais:quadríceps pós-protocolos; Tipo de estudo: Experimentais agudos. Além disso, os termos associados (MeSHs) foram obtidos via *PubMed* e também foram utilizados na busca. Também foi realizada uma busca manual em referencias de estudos já publicados. Apenas estudos de língua inglesa foram selecionados. A seguinte frase de busca foi utilizada:

“(“soccer”[mesh] OR “soccer”[tiab] OR “soccer players”[tiab] OR “football”[tiab]) AND (“fatigue”[tiab] OR “fatigue index”[tiab] OR “acute fatigue”[tiab] OR “fatigue exercise”[tiab] OR “fatiguing exercise”[tiab] OR “fatiguing protocol”[tiab] OR “fatigue protocol”[tiab] OR “match”[tiab] OR “match-play”[tiab] OR “intra-match”[tiab] OR “post-match”[tiab] OR “post-match fatigue”[tiab] OR “match load”[tiab] OR “match-load”[tiab] OR “simulated football”[tiab] OR “simulated match-play”[tiab] OR “loughborough intermittent shuttle test”[tiab] OR “soccer-specific aerobic field test”[tiab] OR “saft90”[tiab] OR “isokinetic fatigue”[tiab] OR “isokinetic protocol”[tiab]) AND (“ratio”[tiab] OR “hamstring-to-quadriceps ratio”[tiab] OR “H-Q ratio”[tiab] OR “H/Q ratio”[tiab] OR “H:Q ratio”[tiab] OR “balance”[tiab] OR “muscle balance”[tiab] OR “muscle imbalance”[tiab] OR “dynamic balance”[tiab] OR “muscle damage”[tiab] OR

“recovery”[tiab] OR “injury”[tiab] OR “injury risk”[tiab] OR “hamstring injury”[tiab] OR “injury prevention”[tiab]”.

3.3 CRITÉRIOS DE ELIGIBILIDADE

Nesta revisão, foram considerados elegíveis os estudos primários que corresponderam aos seguintes critérios: 1) avaliou atletas de futebol; 2) submeteu os participantes à avaliação isocinética para a mensuração de parâmetros neuromusculares de membros inferiores relacionados a risco de lesão no futebol (i.e. pico de torque, taxa de produção de força, razões de força muscular da articulação do joelho; 3) aplicou um protocolo de fadiga através de jogos simulados ou avaliou os parâmetros antes e após de uma partida; 4) informou valores de parâmetros neuromusculares relacionados a risco de lesão avaliados antes e após os protocolos de fadiga.

3.4 SELEÇÃO DOS ESTUDOS

Inicialmente, os títulos e resumos dos estudos primários alcançados através da busca foram lidos e analisados por dois colaboradores de forma independente. Após isso, a partir dos critérios estabelecidos, os dois pesquisadores selecionaram os estudos considerados elegíveis. Todo estudo considerado elegível por pelo menos um dos colaboradores foi posteriormente revisado e comparado para a tomada de decisão acerca de sua inclusão ou não. Caso existisse necessidade, um terceiro avaliador forneceria sua opinião sobre a inclusão de um estudo em discordância pelos dos pesquisadores iniciais. Foi utilizado o *software Mendeley* (v. 1803) em dois *laptops* de uso pessoal, para o armazenamento e organização dos estudos primários.

3.5 EXTRAÇÃO DOS DADOS

Para a coleta de informações de cada estudo selecionado, foram construídas tabelas onde foram reunidas informações sobre a característica da amostra (número de participantes total e em cada grupo, sexo, idade e medidas antropométricas); protocolos de fadiga (testes e seus tipos de tarefas realizadas, número de séries, número de repetições, tempo de intervalo, tempo total do teste; avaliação antes e depois uma partida); protocolo da avaliação isocinética utilizada para a verificação do

desempenho (tipo de dinamômetro, posicionamento do indivíduo, articulação avaliada, tipo de contração, ângulos avaliados, velocidade angular, número de repetições) e parâmetros neuromusculares avaliados pré e pós-fadiga (pico de torque, taxa de produção de força, retardo eletromecânico, razões musculares).

3.6 ANÁLISE DOS DADOS

A partir da extração dos dados, foram coletados valores em média e desvio padrão, percentual, delta de alteração absoluta e percentual. Além disso, com base nas comparações estáticas (efeitos principais tempo, grupo e interação tempo x grupo) realizadas nos estudos, uma síntese das informações foi feita.

4 RESULTADOS

4.1 DESCRIÇÃO DOS ESTUDOS

Após a leitura dos títulos e resumos dos 1435 estudos obtidos através da busca, 51 foram selecionados para a etapa seguinte. Com a leitura mais aprofundada e triagem de acordo com os critérios estabelecidos previamente, 29 estudos foram selecionados para análise. Com a checagem das referências foram incluídos mais dois estudos não atingidos pela busca, mas que correspondiam aos critérios pré-estabelecidos. Ao fim das etapas de seleção, 31 estudos foram incluídos para a construção desta revisão. Cabe destacar que os estudos crônicos não foram inclusos nesta revisão, porém três estudos com intervenções foram selecionados (KOTSIS et al., 2020; MATTHEWS et al., 2017; SMALL et al., 2009), uma vez que seus desenhos experimentais contavam com a avaliação do efeito da fadiga sobre os parâmetros de desempenho do presente estudo. Em adição, cinco trabalhos realizaram comparações que não envolviam o efeito de intervenções nas respostas dos parâmetros a fadiga. Destes, um estudo avaliou o efeito da fadiga sobre a mesma amostra realizando dois ensaios em um período de dois anos consecutivos (LEHNERT et al., 2020); um estudo comparou atletas com e sem desequilíbrio de força na musculatura do joelho (CAMARDA e DENADAI, 2012); um estudo comparou a recuperação ativa e passiva após uma partida de futebol (ADERSSON et al., 2008); um comparou o uso de grama artificial e natural em protocolo de jogo simulado (PAGE et al., 2020) e um estudo

comparou a fadiga induzida por um protocolo simulado e por uma partida de futebol (MAGALHÃES et al., 2010).

Um total de cinco estudos testaram o efeito de partidas nos parâmetros de desempenho adotados, enquanto 27 trabalhos utilizaram protocolos simulados e 1 estudo comparou os dois métodos de indução de fadiga. 457 atletas de diferentes níveis competitivos foram avaliados nos 31 estudos selecionados. A maioria das investigações foram conduzida na Europa (28 estudos; n=386), seguido da América do Sul (2 estudos; n=43), Oceania (1 estudo; n=8) e África do Sul (1 estudo; n=20). A tabela 1 apresenta uma descrição geral dos estudos incluídos na presente revisão.

Tabela 1. Descrição geral dos estudos incluídos na presente revisão.

Estudo (autor e ano)	N	País	Nível competitivo	Protocolo de fadiga	Grupos	Idade (anos)	Massa corporal (Kg)	Estatura (cm)
Andersson et al. 2008	17	Suécia	Elite	Partida	Ativo	22,6 ± 4,2	63,3 ± 7,1	167,0 ± 5,7
					Passivo	21,6 ± 2,6	65,0 ± 4,6	167,2 ± 4,7
Ascensão et al. 2008	16	Portugal	Segunda divisão profissional	Partida	-	21,3 ± 1,1	70,7 ± 6,3	175,0 ± 6,0
Camarda e Denadai 2012	21	Brasil	Profissionais	Simulado	Equilíbrio	23,1 ± 3,1	72,9 ± 7,6	178,0 ± 6,0
					Desequilíbrio	23,2 ± 3,8	74,3 ± 7,0	179,0 ± 7,0
Cohen et al. 2015	9	Inglaterra	Semiprofissional	Simulado	-	25,3 ± 0,8	77,0 ± 3,7	178,8 ± 2,9
Coratella et al. 2015	22	Itália	Amadores	Simulado	-	20,1 ± 2,4	NI	NI
Delextrat et al. 2010	14	Inglaterra	Amador	Simulado	-	21, ± 2,3	78,0 ± 9,0	178,0 ± 8,0
Delextrat et al. 2011	8	Inglaterra	Amador	Simulado	-	26,1 ± 4,6	62,7 ± 5,5	168,0 ± 12,0
Draganidis et al. 2015	20	Grécia	Semiprofissional	Partida	-	23,1 ± 2,7	75,4 ± 6,1	181,0 ± 0,06
Greco et al. 2013	22	Brasil	Profissional	Simulado	-	23,1 ± 3,4	73,4 ± 7,4	178,0 ± 8,0
Greig 2008	10	Inglaterra	Profissional	Simulado	-	24,7 ± 4,4	77,1 ± 8,3	NI
Greig 2018	10	Inglaterra	Profissional	Simulado	-	20,8 ± 1,7	72,7 ± 4,7	NI
Greig 2019	10	Inglaterra	Profissional	Simulado	-	24,7 ± 4,4	77,1 ± 8,3	NI
Greig e Siegler 2009	10	Inglaterra	Profissional	Simulado	-	24, ± 4,4	77,1 ± 8,3	NI
Jones et al. 2015	20	África do sul	Amador	Simulado	-	21,8 ± 2,3	68,4 ± 9,1	172,1 ± 6,2
Kotsis et al. 2019	22	Grécia	NI	Simulado	-	21,1 ± 2,9	75,4 ± 6,5	179,6 ± 6,5
Lehnert et al. 2016	18	República tcheca	Elite	Simulado	-	14,4 ± 0,5	59,3 ± 8,9	169,4 ± 9,9
Lehnert et al. 2018	20	República tcheca	Elite	Simulado	-	15,7 ± 0,5	67,2 ± 8,2	177,7 ± 6,6
Lehnert et al. 2020	11	República tcheca	Elite	Simulado	Sub-16	16,0 ± 0,4	67,5 ± 7,8	178,8 ± 6,4
					Sub-17	17,0 ± 0,4	71,4 ± 6,6	180,9 ± 5,7
Magalhães et al. 2010	16	Portugal	Segunda e terceira divisão profissional	Partida e simulado	-	21,3 ± 1,1	70,7 ± 6,3	175,0 ± 6,0
Marshall et al. 2014	8	Austrália	Amador	Simulado	-	22,4 ± 4,8	76,0 ± 9,9	181,2 ± 6,3
Matthews et al. 2017	22	Inglaterra	Universitário	Simulado	Treino de força	23,2 ± 3,8	82,5 ± 8,8	184,8 ± 8,4
					Treino de resistência	21,8 ± 2,8	79,3 ± 11,8	179,4 ± 6,5
Nedelec et al. 2013	13	França	Profissional	Simulado	-	17,7 ± 0,5	71,9 ± 6,9	180,2 ± 6,0
Page e Greig 2020	13	Inglaterra	Semiprofissional	Simulado	-	24,8 ± 4,4	80,6 ± 5,0	181,1 ± 4,7
Page et al. 2020	18	Inglaterra	NI	Simulado	-	24,0 ± 4,0	74,3 ± 6,1	181,1 ± 6,3
Rahnama et al. 2003	13	Inglaterra	Universitário	Simulado	-	23,3 ± 3,9	74,8 ± 3,6	178,0 ± 0,05
Rhodes et al. 2018	18	Inglaterra	Profissional	Simulado	-	22,9 ± 4,5	75,9 ± 6,3	185,3 ± 4,2
Robineau et al. 2012	8	França	Amador	Simulado	-	20,4 ± 1,3	70,4 ± 6,9	174,9 ± 5,2
Silva et al. 2013	7	Portugal	Profissional	Partida	-	22,0–310	71,0–95,0	172,0–191,0
Small et al. 2009	16	Inglaterra	Semiprofissional	Simulado	Aquecimento e Desaquecimento	21,3 ± 2,9	81,6 ± 6,7	185,0 ± 8,7
Small et al. 2010	16	Inglaterra	Semiprofissional	Simulado	-	21,3 ± 2,9	81,6 ± 6,7	185,0 ± 8,7
Thorlund et al. 2009	9	Dinamarca	Juniores	Partida	-	17,6 ± 0,8	73,1 ± 3,2	180,4 ± 2,6

Dados em média e desvio-padrão, e mínimo-máximo para Silva et al. (2013). n= Número de participantes no estudo; NI = Não informado.

Todos os estudos incluídos na presente revisão avaliaram a articulação do joelho em condição isocinética. Os dinamômetros mais utilizados dentre os 31 estudos foram Biodex (n=16); Cybex (n=6); Kin-Com (n=3); IsoMed (n=3); Lido-Active (n=1); Com-Trex (n=1); HUMAC NORM (n=1). A partir disso, com relação às características das avaliações isocinéticas (Tabela 2), 24 estudos avaliaram os flexores e extensores de joelho, 7 somente flexores e 1 trabalho avaliou somente os extensores de joelho. Referente ao tipo de contração, 74% (n=23) dos estudos utilizaram contrações concêntricas, 80% (n=25) adotaram contrações excêntricas e 19% (n=6) utilizaram contrações isométricas para mensuração dos parâmetros. Quanto ao número de séries e repetições, notou-se a utilização de uma faixa de 1 a 3 séries e de 3 a 6 repetições nos protocolos. As velocidades mais utilizadas nos testes foram 60°/s (n=19), 120°/s (n=6), 180°/s (n=13) e 300°/s (n=7), assim, a maioria dos estudos utilizou velocidades lentas e intermediárias. Sobre o membro avaliado, a maioria dos estudos avaliou somente o membro dominante (n=19), normalmente considerado como a perna do chute, enquanto 9 estudos avaliaram o membro dominante e não dominante ou perna de apoio no chute. Ainda, 2 estudos relataram ter avaliado o membro direito e 1 estudo não informou o membro avaliado.

Tabela 2. Características das avaliações isocinéticas dos estudos incluídos.

Estudo	Dinamômetro (marca)	Músculos avaliados	Contração muscular feita	Séries (n°)	Repetições (n°)	Velocidade da avaliação	Membro avaliado	Parâmetro de desempenho verificado
Andersson et al. 2008	Cybex	I - Q	CONC	1	3	60°/s	D	PT
Ascensão et al. 2008	Biodex	I - Q	CONC	1	3	90°/s	D	PT
Camarda e Denadai 2012	Biodex	I - Q	CONC e EXC	1	5	60°/s e 180°/s	D	PT, I:Q-C e I:Q-F
Cohen et al. 2015	Humac	I - Q	CONC e EXC	2	5	120°/s	D	PT, I:Q-C e I:Q-F
Coratella et al. 2015	Cybex	I - Q	CONC e EXC	1	3	60°/s, 180°/s e 300°/s	D - ND	I:Q-C e I:Q-F
Delextrat et al. 2010	Cybex	I - Q	CONC e EXC	NI	NI	60°/s e 180°/s	D - ND	PT, I:Q-C e I:Q-F
Delextrat et al. 2011	Cybex	I - Q	CONC e EXC	NI	NI	120°/s	D - ND	PT e I:Q-F
Draganidis et al. 2015	Cybex	I - Q	CONC, EXC e ISOM	1	5 dinâmicas - 3 isométricas	60°/s e 180°/s	D - ND	PT
Greco et al. 2013	Biodex	I - Q	CONC, EXC e ISOM	1	5 dinâmicas - 5 isométricas	60°/s e 180°/s	D	PT, TPF, I:Q-C e I:Q-F
Greig 2008	Biodex	I - Q	CONC e EXC	1	5	60°/s, 180°/s e 300°/s	D	PT, I:Q-C e I:Q-F
Greig 2018	Biodex	Q	CONC	1	5	60°/s, 180°/s e 300°/s	D	PT
Greig 2019	Biodex	I	EXC	1	3	160°/s	D	PT
Greig e Siegler, 2009	Biodex	I	EXC	1	5	60°/s, 180°/s e 300°/s	D	PT
Jones et al. 2015	Cybex	I - Q	CONC e EXC	1	3	60°/s e 180°/s	D - ND	PT e I:Q-F
Kotsis et al. 2019	Biodex	I - Q	ISOM	1	5	-	NI	TPF
Lehnert et al. 2016	IsoMed	I - Q	CONC e EXC	1	6	60°/s e 180°/s	D	I:Q-F
Lehnert et al. 2018	IsoMed	I - Q	CONC e EXC	2	6	60°/s e 180°/s	D - ND	PT e I:Q-F
Lehnert et al. 2020	IsoMed	I - Q	CONC e EXC	2	3	60°/s e 180°/s	D - ND	PT, I:Q-C e I:Q-F
Magalhães et al. 2010	Biodex	I - Q	Concêntrica	1	3	90°/s	D	PT
Marshall et al. 2014	Kin-Com	I	Isométrica	NI	NI	-	Direito	PT e TPF
Matthews et al. 2017	Kin-Com	I	EXC	1	3	60°/s	D	PT
Nedelec et al. 2013	Con-Trex	I	EXC	1	3	120°/s	D	PT
Page e Greig 2020	Biodex	I	EXC	1	5	60°/ e 300°/s	D	PT
Page et al. 2020	Biodex	I - Q	CONC e EXC	1	3	60°/s, 180°/s e 240°/s	D	PT
Rahnama et al. 2003	Lido Active	I - Q	CONC e EXC	1	3	60°/s, 120°/s e 300°/s	D - ND	PT e I:Q-C
Rhodes et al. 2018	Biodex	I	EXC	3	5	60°/s, 150°/s e 300°/s	D	PT
Robineau et al. 2012	Biodex	I - Q	CONC, EXC e ISOM	NI	NI	60°/s	Direito	PT
Silva et al. 2013	Biodex	I - Q	CONC	1	3	90°/s	D - ND	PT e I:Q-C
Small et al. 2009	Biodex	I - Q	CONC e EXC	1	3	120°/s	D	PT e I:Q-F
Small et al. 2010	Biodex	I - Q	CONC e EXC	1	3	120°/s	D	PT e I:Q-F
Thorlund et al. 2009	Kin-Com	I - Q	ISOM	1	5	-	D	PT e TPF

Q = Quadríceps; I = Isquiotibiais; CONC = Concêntrica; EXC= Excêntrica; ISOM= Isométrica; NI = Não informado; °/s = Graus por segundo; D = Membro dominante; ND = Membro não dominante; PT = Pico de torque; I:Q -C = Razão entre força concêntrica de isquiotibiais e quadríceps; I:Q-F= Razão entre força excêntrica de isquiotibiais e concêntrica de quadríceps; TPF = Taxa de produção de força.

Em relação aos protocolos de indução de fadiga, 26 estudos utilizaram protocolos de simulação das demandas do jogo e destes 8 utilizaram testes em esteira reproduzindo as velocidades do jogo e 20 utilizaram testes de campo multidirecionais específicos (Tabela 3). Entre os testes multidirecionais, o SAFT90 foi o mais frequente (n=11; tendo modificações no seu protocolo em 3 estudos), seguido do LIST (n=6; 1 estudo com modificações), *Soccer game modeling* (n=1) e M-BEAST (n=1). Destaca-se que dentre todos os protocolos multidirecionais específicos, apenas o M-BEAST apresentou duração inferior a 90 minutos. Ademais, seis estudos utilizaram partidas para indução e posterior avaliação da fadiga. Destes, um trabalho avaliou atletas após a realização de um amistoso internacional (ANDERSSON et al., 2008), um descreveu o nível da partida como competitiva (ASCENSÃO et al., 2008), um como sendo uma partida de alto nível (THORLUND et al., 2009), um descreveu como uma partida oficial (SILVA et al., 2013), um relatou a realização de uma partida conforme o regulamento oficial (DRAGANIDIS et al., 2015) e apenas um trabalho não apresentou as características do jogo (MAGALHÃES et al., 2010). Além disso, somente em um dos estudos a partida teve duração acima do tempo regulamentar (94 minutos) (SILVA et al. 2013), enquanto os demais trabalhos relataram duração de 90 minutos (ANDERSSON et al., 2008, ASCENSÃO et al., 2008, DRAGANIDIS et al., 2015, MAGALHÃES et al., 2010 e THORLUND et al., 2009). Apenas três estudos informaram o período da temporada em que as avaliações foram realizadas, Silva e colaboradores (2013) no período competitivo; Draganidis e colaboradores (2015) uma semana e Magalhães e colaboradores (2010) três semanas após o término da temporada, respectivamente. Para o registro da intensidade, um estudo utilizou GPS (*Global positioning system*) (Draganidis et al. 2015), três trabalhos análise de vídeo (ANDERSSON et al., 2008 et al., 2008, Ascensão et al., 2008 e Magalhães et al., 2010), três frequência cardíaca (ANDERSSON et al., 2008; ASCENSÃO et al., 2008 e THORLUND et al., 2009) e apenas um estudo não informou o método de registro da intensidade durante a partida (SILVA et al., 2013).

Tabela 3. Características gerais dos protocolos de indução de fadiga por testes simuladores das demandas dos jogos.

Estudo	Protocolo	Duração total	Formato	Tarefas (intensidade, duração e distância)
Cohen et al. 2015 Coratella et al. 2015 Delextrat et al. 2010 Kotsis et al. 2019	<i>LIST</i>	90 min + 15 min de intervalo	Teste de atividade intermitente em um percurso retilíneo de 20m reproduzindo as intensidade e tarefas realizadas em partida. Composto por 6 séries de 15 min. As velocidades realizadas no teste têm como parâmetro dados obtidos através de um teste YO-YO. Divido em duas partes, A (exercício intermitente) e B (exaustão).	3x 20m de caminhada 1x 20m de <i>sprint</i> , 4s de recuperação, 3x 20m na velocidade correspondente a 55% do VO2max individual e 3x 20m na velocidade correspondente a 95% do VO2max individual.
Delextrat et al. 2011	<i>LIST</i> modificado			Adicionado ao minuto final de cada série de 15 min, 6 chutes a gol a 10m de distância com a potência máxima e sem goleiro.
Jones et al. 2015 Marshall et al. 2014 Nedelec et al. 2013 Rhodes et al. 2018 Page et al. 2020 Small et al. 2009 Small et al. 2010	<i>SAFT 90</i>	90 min + 15 min de intervalo.	Teste em circuito realizado em um percurso multidirecional de 20m com obstáculos, reproduzindo as demandas de uma partida. Com a intensidade controlada através de sinal sonoro.	6 séries de 15 min compostos de tarefas como: caminhada (5 km/h), corrida de baixa intensidade (10.3 km/h), corrida em alta intensidade (15 km/h), <i>Sprints</i> (≥ 20.4 km/h) distância total de 10,78 km.
Lehnert et al. 2016	<i>SAFT 90</i> modificado	70 min + 15 min de intervalo.		
Lehnert et al. 2018	<i>SAFT 90</i> modificado	80 min + 15 min de intervalo.		
Lehnert et al. 2020	<i>SAFT 90</i> modificado			
Matthews et al. 2017	<i>M-BEAST</i>	45 min	Teste 45 min em circuito realizado em dois percursos de 20m e 5m, divido 3 partes (fadiga, específica e exaustão).	Fadiga (15 min): 3x caminhada, 1x <i>sprint</i> submáximo, 4s recuperação, 3x corrida de baixa intensidade, 3x <i>sprint</i> máximos; Específica (2min): deslocamento lateral em velocidade máxima e saltos máximos para cabecear a bola; Exaustão: <i>sprints</i> máximos até a exaustão
Robineau et al. 2012	<i>Soccer game modeling</i>	90 min + 15 mi de intervalo.	Teste de campo multidirecional composto de duas etapas de 45 min onde são realizada 9 séries de 5 min.	Tarefas divididas em duas sequências de curta e longa duração. Caminhada (4 km/h), corrida para trás (6 km/h), corrida de baixa (8, 10 e 12 km/h) e de moderada (90% da MVA, na MVA e 10% acima da MVA) intensidade e <i>sprints</i> . A cada 5 min é realizado um salto vertical e um chute potente.
Camarda e Denadai 2012 Greco et al. 2013	Teste em esteira	90 min + 15 min de intervalo	Reproduzindo as velocidades de corrida e distâncias observadas em partidas de futebol. Divido em dois tempos de 45 min, divididos em duas partes de 22 min com 1 min de intervalo estático cada.	6x 35,3s de caminhada (6 km/h); 6x 50,3s de corrida de baixa intensidade (12 km/h); 3x 51,4s de corrida de alta intensidade (15 km/h); 9x 10,5s <i>sprint</i> (21 km/h).
Rahnama et al. 2003				
Greig 2008 Greig 2018 Greig 2019 Greig e Siegler 2009 Page e Greig 2020	Teste em esteira	90 min + 15 min de intervalo	Reproduzindo as velocidades de corrida e distâncias observadas em partidas de futebol. Teste composto de 6 séries de 15 min realizados com aumento de gradiente.	Em cada série 1,62 km é percorrido, totalizando 9,72 km. Caminhada (4 km/h) 55x 6.7s; trote (8 km/h) 42x 3.5s; corrida de baixa intensidade (12 km/h) 46x 3.5s; corrida de moderada intensidade (16 km/h) 20x 2.5s; corrida de alta intensidade (21 km/h) 56x 2.1s e <i>sprint</i> (25 km/h) 3x 2s.

LIST = Loughborough Intermittent Shuttle Test; *SAFT90* = 90 min soccer-specific aerobic field test; *M-BEAST* = Modified Ball-Sport Endurance and Sprint Test.

4.2 PARÂMETROS NEUROMUSCULARES

4.2.1 Pico de torque (PT)

O PT foi avaliado por 28 estudos em diferentes condições. Com relação aos músculos avaliados, 20 estudos avaliaram os flexores e extensores de joelho, 7 avaliaram somente os flexores e apenas 1 avaliou exclusivamente os extensores. Para o membro avaliado para a mensuração do PT, 27 estudos avaliaram o membro dominante, 7 estudos avaliaram o membro não dominante e 2 relataram avaliação do membro direito. Sobre as velocidades angulares utilizadas, a velocidade de 60°/s foi a mais utilizada (n=18), seguido de 180°/s (n=12), 300°/s (n=7), 120°/s (n=6) e 90°/s (n=3). Ademais, as velocidades de 150°/s, 160°/s e 240°/s foram utilizadas por um estudo cada.

4.2.2 PT concêntrico e excêntrico de extensores de joelho

4.2.2.1 PT concêntrico e excêntrico de extensores em velocidade lenta (60°/s)

O PT concêntrico (PT-CONC) dos extensores de joelho foi avaliado por 14 estudos (Tabela 4) em velocidade lenta, dos quais 12 verificaram o efeito da fadiga induzida por protocolos simuladores e 2 estudos o efeito da fadiga induzida pela realização de uma partida. De modo geral, para os estudos que apresentaram os dados absolutos de PT-CONC, nota-se uma redução de 2 a 16,5% após a exposição à fadiga em jogos simulados. Assim, houve redução significativa após a realização do protocolo no membro dominante em cinco estudos (CAMARDA e DENADAI, 2012, DELETRAT et al., 2010, GRECO et al., 2013 e RAHNAMA et al., 2003) e não dominante em dois estudos (DELETRAT et al., 2010 e RAHNAMA et al., 2003). Em adição, Lehnert e colaboradores (2020) encontraram diminuição no PT-CONC em ambos os membros no grupo sub-17, mas não no grupo sub-16. No estudo de Robineau e colaboradores (2012), foi reportada redução significativa no membro direito. Complementarmente, Jones e colaboradores (2015) encontraram um PT-CONC de ambos os membros somados significativamente reduzido após o protocolo de específico de fadiga. Em contrapartida, quatro estudos (GREIG, 2008, GREIG, 2018, LEHNERT et al., 2018, LEHNERT et al., 2020 no grupo sub-16 e PAGE et al.,

2020) reportaram não encontrar diferenças significativas para o membro dominante, e em um estudo no membro não dominante (LEHNERT et al., 2018 e LEHNERT et al., 2020 no grupo sub-16). Para o efeito da partida, ambos os estudos (ANDERSSON et al., 2008 e DRAGANIDIS et al., 2015) apresentaram redução significativa em todos os períodos avaliados após o jogo.

Tabela 4. Pico de torque concêntrico de extensores de joelho avaliados em velocidade lenta.

Protocolos simuladores						
Estudo	Grupo	Velocidade	Membro	PT Pré (N.m)	PT Pós (N.m)	Alteração
Camarda e Denadai 2012	Equilíbrio	60°/s	D	240,6 ± 26,1	230,3 ± 25,9	↓
	Desequilíbrio		D	242,7 ± 28,0	227,2 ± 27,2	↓
Delextrat et al. 2010	-	60°/s	D	186,1 ± 27,8	155,3 ± 19,5	↓
			ND	170,0 ± 33,5	144,6 ± 26,4	↓
Greco et al. 2013	-	60°/s	D	241,5 ± 34,2	229,8 ± 32,4	↓
Greig 2008	-	60°/s	D	183,7 ± 24,2	175,0 ± 28,0	SD
Greig 2018	-	60°/s	D	193,3 ± 23,5	185,2 ± 28,3	SD
Jones et al. 2015	-	60°/s	D + ND	181,0 ± 26,0	151,0 ± 30,0	↓
Lehnert et al. 2018	-	60°/s	D	211,8 ± 45,5	204,7 ± 49,1	SD
			ND	197,0 ± 44,9	193,0 ± 41,8	SD
Lehnert et al. 2020	Sub-16	60°/s	D	NI	NI	SD
			ND	NI	NI	SD
	Sub-17		D	NI	NI	↓
			ND	NI	NI	↓
Page et al. 2020	-	60°/s	D	213,7 ± 34,1	200,0 ± 39,1	SD
					48h: 203,2 ± 35,9	SD
Rahnama et al. 2003	-	60°/s	D	232,0 ± 37,0	196,0 ± 43,0	↓
			ND	216,0 ± 36,0	188,0 ± 42,0	↓
Robineau et al. 2012	-	60°/s	Direito	218,7 ± 34,9	193,8 ± 44,1	↓
Partidas						
Estudo	Grupo	Velocidade	Membro	PT Pré (N.m)	PT Pós (N.m)	Alteração
Andersson et al. 2008	Passivo	60°/s	D	167,0 ± 4,0	154,0 ± 5,0	↓
				P2: 160,0 ± 6,0	P2: 154,0 ± 7,0	↓
	Ativo		D	175,0 ± 5,0	165,0 ± 6,0	↓
			P2: 170,0 ± 6,0	P2: 166,0 ± 5,0	↓	
Draganidis et al. 2015	-	60°/s	D	NI	12h: NI	↓
					36h: NI	↓
					60h: NI	↓
			ND	NI	12h: NI	↓
					36h: NI	↓
					60h: NI	↓

Valores em média e desvio padrão ou somente a média; D = Membro dominante; ND = Membro não dominante; N.m = Newton/metro; ↓ = Redução significativa; SD = Sem diferença; NI = Não informado; P2 = Partida 2.

Um total de três estudos apresentaram valores de PT excêntrico (PT-EXC) de extensores avaliados em velocidade lenta ($60^\circ/s$), dos quais dois utilizaram protocolos simuladores e um realizou uma partida para induzir fadiga. Em relação aos estudos com protocolos simuladores, Robineau e colaboradores (2012) apresentaram redução significativa para o membro direito (25%), enquanto Lehnert e colaboradores (2020) relataram não encontrar redução nos níveis de PT-EXC em ambos os membros nas duas condições experimentais testadas (sub-16 e sub-17). O único estudo a avaliar o efeito da partida de futebol no PT-EXC (DRAGANIDIS et al., 2015) reportou diminuição significativa em todos os períodos avaliados após a partida (12, 36 e 60 horas) para ambos os membros.

4.2.2.2 PT concêntrico e excêntrico de extensores em velocidades intermediárias (90, 120, 180 e $240^\circ/s$)

Em velocidades intermediárias, o PT-CONC dos extensores (Tabela 5) foi avaliado por 17 trabalhos, destes 13 testaram os efeitos de protocolos simuladores e 4 os efeitos da partida. Em relação aos efeitos de protocolos simuladores no PT-CONC, em geral, foi apresentado diminuição de 0,7 a 20% após a exposição a fadiga. No entanto, a maioria dos estudos não encontrou diferenças significativas no PT-CONC após os protocolos de fadiga (CAMARDA e DENADAI, 2012, COHEN et al., 2015, DELESTRAT et al., 2011, GRECO et al., 2013, GREIG 2008, GREIG 2018, LEHNERT et al., 2013, PAGE et al., 2020 e SMALL et al., 2010). Para o membro dominante, somente quatro trabalhos (DELESTRAT et al., 2010, LEHNERT et al., 2020 no grupo sub-17, MAGALHÃES et al., 2010 e RAHNAMA et al., 2003) encontraram redução significativa, enquanto no membro não dominante foi reportado redução significativa em três trabalhos (DELESTRAT et al., 2010, LEHNERT et al., 2020 no grupo sub-17 e RAHNAMA et al., 2003). Em complemento, ao verificar o PT-CONC de ambos os membros somados, Jones e colaboradores (2015) reportaram redução significativa. Quanto ao efeito da partida, todos os três estudos (ASCENSÃO et al., 2008, DRAGANIDIS et al., 2015 e MAGALHÃES et al., 2010) encontraram diminuição significativa no PT-CONC dos extensores no membro dominante em todo o período de recuperação, enquanto um estudo (SILVA et al., 2013) não encontrou diferenças significativas no PT-CONC entre os períodos avaliados. De forma complementar, apenas Draganidis e colaboradores (2015) verificaram o efeito da

partida sobre o PT-CONC do membro não dominante, reportando níveis significativamente menores em todo o período de recuperação (12, 36 e 60 horas).

Tabela 5. Pico de torque concêntrico de extensores de joelho em velocidades intermediárias.

Protocolos simuladores							
Estudo	Grupo	Velocidade	Membro	PT Pré (N.m)	PT Pós (N.m)	Alteração	
Camarda e Denadai 2012	Equilíbrio	180°/s	D	166,3 ± 25,5	164,6 ± 25,5	SD	
	Desequilíbrio		D	163,5 ± 24,9	164,6 ± 25,5	SD	
Cohen et al. 2015	-	120°/s	D	166,6 ± 45,1	155,0 ± 42,6	SD	
Delextrat et al. 2010	-	180°/s	D	152,4 ± 18,0	131,5 ± 21,7	↓	
			ND	145,0 ± 34,1	115,4 ± 16,5	↓	
Delextrat et al. 2011	-	120°/s	D	128,7 ± 29,2	126,8 ± 29,8	SD	
			ND	115,2 ± 28,8	115,1 ± 34,5	SD	
Greco et al. 2012	-	180°/s	D	165,8 ± 26,1	164,4 ± 29,9	SD	
Greig 2008	-	180°/s	D	139,1 ± 30,4	153,3 ± 23,8	SD	
Greig 2018	-	180°/s	D	149,3 ± 26,4	153,1 ± 27,3	SD	
Jones et al. 2015	-	180°/s	D + ND	126,0 ± 22,0	114,0 ± 21,0	↓	
Lehnert et al. 2013	-	180°/s	D	179,1 ± 30,1	177,7 ± 35,1	SD	
			ND	165,9 ± 34,1	168,2 ± 38,7	SD	
Lehnert et al. 2020	Sub-16	180°/s	D	NI	NI	SD	
			ND	NI	NI	↑	
	Sub-17		D	NI	NI	↓	
			ND	NI	NI	↓	
Magalhães et al. 2010	-	90°/s	D	209,7 ± 11,2	189,9 ± 8,0	↓	
					24h: 187,9 ± 6,9	↓	
					48h: 192,1 ± 6,8	↓	
					72h: 194,9 ± 11,0	↓	
Page et al. 2020	-	180°/s	D	177,3 ± 23,8	172,8 ± 28,9	SD	
					48h: 172,3 ± 28,1	SD	
					240°/s	164,3 ± 23,5	SD
					48h: 158,8 ± 24,6	SD	
Rahnama et al. 2003	-	120°/s	D	182,0 ± 34,0	167,0 ± 35,0	↓	
			ND	181,0 ± 36,0	162,0 ± 28,0	↓	
Small et al. 2010	-	120°/s	D	235,0 ± 20,1	228,1 ± 18,5	SD	
Partidas							
Estudo	Grupo	Velocidade	Membro	PT Pré (N.m)	PT Pós (N.m)	Alteração	
Ascensão et al. 2008	-	90°/s	D	NI	NI	↓	
					24h: NI	↓	
					48h: NI	↓	
					72h: NI	↓	
Draganidis et al. 2015	-	180°/s	D	NI	12h: NI	↓	
					36h: NI	↓	
					60h: NI	↓	
			ND		12h: NI	↓	
					36h: NI	↓	
					60h: NI	↓	

Magalhães et al. 2010	-	90°/s	D	212,0 ± 10,0	196,0 ± 7,8	↓
					24h: 196,0 ± 8,9	↓
					48h: 198,9 ± 8,9	↓
					72h: 202,1 ± 8,8	↓
Silva et al. 2013	-	90°/s	D	280,0 ± 22,0	24h: 264,0 ± 26,0	SD
					48h: 273,0 ± 17,0	SD
					72h: 275,0 ± 21,0	SD

D = Membro dominante; ND = Membro não dominante; N.m = Newton/metro; ↓ = Redução significativa; ↑ = aumento significativo; SD = Sem diferença; NI = Não informado.

O PT-EXC dos extensores foi avaliado em velocidades intermediárias (180°/s e 120°/s) por três estudos, dos quais dois verificaram o efeito de protocolos simuladores e um o efeito da partida. Para o efeito da utilização de protocolos simuladores, Lehnert e colaboradores (2020) não encontraram diferenças no PT-EXC em ambas as condições experimentais (sub-16 e sub-17) e membros avaliados, após o protocolo de fadiga. Entretanto, Rahnama e colaboradores (2003) reportaram redução em ambos os membros (6,8% e 9,4% no membro dominante e não dominante, respectivamente) após a exposição a fadiga. Para o efeito da partida sobre o PT-EXC dos extensores, Draganidis e colaboradores (2015) encontraram redução significativa em ambos os membros em todo o período de recuperação (12, 36 e 60 horas).

4.2.2.4 PT de extensores em velocidade rápida (300°/s)

O PT-CONC dos extensores foi avaliado por três estudos em velocidade rápida. Todos os estudos utilizaram protocolos simuladores para indução e posterior verificação do efeito da fadiga. Para o membro dominante, dois estudos (GREIG, 2008 e GREIG, 2018) não apresentaram diferença nos níveis de PT-CONC antes e após a exposição ao protocolo. Enquanto Rahnama e colaboradores (2003) apresentaram redução significativa após a indução de fadiga para ambos os membros (8,5% e 7,2% nos membros dominante e não dominante, respectivamente).

4.2.2.5 PT de extensores em isometria

O PT dos extensores mensurado em condição isométrica (PT-ISOM) foi avaliado por quatro estudos. Dentre estes, dois verificaram os efeitos de protocolos simuladores e dois os efeitos da partida. Em relação aos efeitos dos protocolos simuladores no PT-ISOM, Greco et al. (2013) encontraram redução significativa no membro dominante (13,8%), enquanto Robineau et al. (2012) reportaram redução significativa para o membro direito (18,9%). Adicionalmente, para os efeitos da partida sobre o PT-ISOM, Thorlund e colaboradores (2009) reportaram diminuição após a exposição a fadiga (10,6%) e Draganidis e colaboradores (2015) reportaram níveis significativamente menores em todo o período de recuperação (12, 36 e 60 horas).

4.2.3 PT concêntrico e excêntrico de flexores de joelho

4.2.3.1 PT concêntrico e excêntrico de flexores em velocidade lenta (60°/s)

O PT-CONC dos flexores do joelho obtidos em testes com velocidade lenta (60°/s) foi investigado em oito estudos utilizando protocolos simulados e dois partidas para indução e posterior verificação dos efeitos da fadiga. Em relação aos efeitos de protocolos simuladores, três estudos (DELETRAT et al., 2010, GRECO et al., 2013 e RAHNAMA et al., 2003) apresentaram redução (16,8%, 8,1% e 17,3%, respectivamente) no PT-CONC do membro dominante. Em adição, Camarda e Denadai (2012) reportaram diminuição significativa após exposição à fadiga em ambas as condições experimentais (8% em atletas com e 8,4% em atletas sem desequilíbrio de forças na articulação do joelho). Em contrapartida, dois estudos (GREIG, 2008 e LEHNERT et al., 2018) não encontraram diferença significativa nos níveis de PT-CONC avaliados antes e após os protocolos de fadiga. Estes achados são corroborados pelo trabalho de Lehnert e colaboradores (2020), em que também não foi encontrado diferença significativa para o PT-CONC no membro dominante em ambos os grupos (sub-16 e sub-17) após a exposição à fadiga. Para o membro não dominante, dois estudos (DELETRAT et al., 2010 e RAHNAMA et al., 2003) encontraram redução significativa no PT-CONC após a fadiga (23,6% e 15,8% respectivamente), assim como no trabalho de Lehnert e colaboradores (2020), em que foi reportada diminuição em ambas as condições experimentais (sub-16 e sub-17) no parâmetro já citado. Ainda, destaca-se o trabalho de Robineau e colaboradores (2012) que apresentou diminuição no PT-CONC do membro direito (11,7%) após a exposição à fadiga. Para o efeito da partida, Andersson e colaboradores (2008) reportaram diminuição após a realização de cada partida em ambos os grupos (Recuperação passiva e Recuperação ativa) no membro dominante. De forma complementar, Draganidis e colaboradores (2015) encontraram valores significativamente menores durante todo período de recuperação (12, 36 e 60 horas) em ambos os membros.

O PT-EXC dos flexores mensurados em velocidade lenta (60°/s), foi apresentado por 10 estudos investigando os efeitos de protocolos simuladores e apenas um os efeitos da partida. Para o efeito do jogo, Draganidis e colaboradores (2015) apresentaram diminuição significativa nos níveis de PT-EXC após uma partida em todo o período de recuperação feito (12, 36 e 60 horas). Sobre o uso de protocolos

simuladores no membro dominante, Delextrat e colaboradores (2010) e Matthews e colaboradores (2019) apresentaram reduções significativas no PT-EXC após o protocolo simulado (31,3% e 10,4%, respectivamente). Lehnert e colaboradores (2020) relataram diminuição significativa em ambos as condições experimentais (sub-16 e sub17) e Page e Greig (2020) apresentaram redução significativa imediatamente (6,5%) e 48 horas após a exposição à fadiga (12,7%). Ainda, Rhodes e colaboradores (2018) apresentaram valores significativamente menores imediatamente (17,3%) e 24 (18,6%), 48 (16,2%) e 60 (16%) horas após a realização do protocolo de fadiga. No entanto, Page e colaboradores (2020) encontraram redução significativa no PT-EXC (9,5%) somente imediatamente após o protocolo e nenhuma diferença significativa após 48 horas. Adicionalmente, Greig (2008) e Greig e Siegler (2009) reportaram redução no PT-EXC (18%) em função da duração da exposição ao exercício, sem efeito significativo do tempo. Já para o membro não dominante, Delextrat e colaboradores (2010) reportaram redução após o protocolo de fadiga (25,3%), enquanto no trabalho de Lehnert e colaboradores (2018) não houve diferença significativa. Para Lehnert e colaboradores (2020) foi apresentada redução significativa após a exposição à fadiga em ambas as condições experimentais (sub-16 e sub-17). Em adição, Jones e colaboradores (2015) ao apresentarem os valores de PT-EXC de ambos os membros somados, encontraram níveis significativamente menores (17,3%) após a realização do protocolo de fadiga.

4.2.3.2 PT concêntrico e excêntrico de flexores em velocidades intermediárias (90°/s, 120°/s e 180°/s)

O PT-CONC avaliado em velocidades intermediárias foi avaliado em nove estudos investigando os efeitos de protocolos simuladores e quatro os efeitos da partida. Acerca dos estudos com protocolos simuladores, três (DELEXTRAT et al., 2010, GRECO et al., 2013 e RAHNAMA et al., 2003) encontraram redução significativa nos níveis de PT-CONC (36,3%, 4% 15%, respectivamente) do membro dominante. Enquanto isso, Lehnert e colaboradores (2020) encontraram diminuição significativa no grupo sub-16, mas não para o grupo sub-17. Um total de quatro estudos (COHEN et al., 2015, Greig, 2008, LEHNERT et al., 2018 e SMALL et al., 2010) não observaram diferença significativa nos valores de PT-CONC entre as condições com e sem fadiga. Assim como no trabalho de Camarda e Denadai (2012), em que não houve redução significativa no parâmetro já citado para o membro dominante em ambos os grupos.

Em relação ao PT-CONC do membro não dominante, dois estudos (DELETRAT et al., 2010 e RAHNAMA et al., 2003) reportaram diminuição significativa após os protocolos de fadiga (25,6% e 12,1% respectivamente), enquanto um estudo (LEHNERT et al., 2018) não apresentou diferenças entre as situações com e sem presença de fadiga. Ainda, no trabalho de Lehnert e colaboradores (2020) somente foi encontrado redução significativa no PT-CONC do membro não dominante na condição sub-17, mas não no grupo sub-16. Com relação aos efeitos da partida sobre o PT-CONC do membro dominante, três estudos (ASCENSÃO et al., 2008, DRAGANIDIS et al., 2015 e MAGALHÃES et al., 2010) apresentaram redução significativa imediatamente após o jogo e em todo período de recuperação, enquanto no trabalho de Silva e colaboradores (2013) a partida não alterou significativamente o PT-CONC em nenhum ponto avaliado no período de recuperação. No membro não dominante, o trabalho de Draganidis e colaboradores (2015) reportou PT-CONC reduzido em todo o período após a partida, enquanto para Silva e colaboradores (2013) não houve diferença significativa em nenhum período após o jogo.

O PT-EXC foi avaliado em velocidades intermediárias em 19 estudos (Tabela 6), dos quais 18 utilizaram protocolos simuladores e apenas 1 utilizou o próprio jogo. Dos estudos que testaram protocolos simuladores, 11 encontraram redução significativa. Ainda, nota-se uma amplitude de redução de 2 a 27% no PT-EXC nos estudos que informaram os dados absolutos. Em oposição, cinco trabalhos não encontraram redução significativa no membro dominante (DELETRAT et al., 2011, GREIG, 2008, GREIG e SIEGLER, 2009, LEHNERT et al., 2018 e LEHNERT et al., 2020 no grupo sub-16) e três para o membro não dominante (DELETRAT et al., 2011, LEHNERT et al., 2018 e LEHNERT et al., 2020 no grupo sub-16 e sub-17). Em estudo de Nedelec e colaboradores (2013), após 48 horas da aplicação do protocolo, não foi encontrada redução do desempenho em ambos os gramados utilizados. Complementarmente, no trabalho de Deletratt e colaboradores (2011) foi reportada redução significativa no PT-EXC do flexores somente quando relativizado pela massa corporal (de $177,2 \pm 44,0$ para $145,9 \pm 36,9$ no membro dominante e de $160,2 \pm 42,0$ para $146,4 \pm 39,0$ no membro não dominante). Ainda, cabe destacar que no trabalho de Small e colaboradores (2009), não foi informada a significância estatística dos dados apresentados. Com relação ao efeito do jogo, Draganidis e colaboradores (2015) encontraram redução significativa em ambos os membros em todo o período de recuperação (12, 36 e 60 horas).

Tabela 6. Pico de torque excêntrico de flexores avaliados em velocidades intermediárias.

Protocolos simuladores						
Estudo	Grupo	Velocidade	Membro	PT Pré (N.m)	PT Pós (N.m)	Alteração
Camarda e Denadai 2012	Equilíbrio	180°/s	D	230,0 ± 56,3	193,1 ± 53,0	↓
	Desequilíbrio	180°/s	D	194,5 ± 36,4	181,7 ± 35,5	↓
Cohen et al. 2015	-	120°/s	D	185,1 ± 70,4	150,9 ± 58,5	↓
Delextrat et al. 2010	-	180°/s	D	137,2 ± 16,4	101,3 ± 14,1	↓
			ND	124,7 ± 29,1	91,2 ± 16,6	↓
Delextrat et al. 2011	-	120°/s	D	110,6 ± 26,8	91,3 ± 22,8	SD
			ND	100,1 ± 25,3	91,7 ± 24,7	SD
Greco et al. 2013	-	180°/s	D	213,1 ± 39,5	187,7 ± 41,0	↓
Greig 2008	-	180°/s	D	154,0 ± 37,0	125,0 ± 21,0	SD
Greig 2019	-	160°/s	D	156,2 ± 18,7	131,2 ± 16,1	↓
Greig e Siegler 2009	-	180°/s	D	154,0 ± 37,0	125,0 ± 21,0	SD
Jones et al. 2015	-	180°/s	D + ND	135,0 ± 25,0	110,0 ± 25,0	↓
Lehnert et al. 2018	-	180°/s	D	187,6 ± 26,5	181,7 ± 24,2	SD
			ND	181,2 ± 25,6	177,9 ± 25,2	SD
Lehnert et al. 2020	Sub-16	180°/s	D	NI	NI	SD
			ND	NI	NI	SD
	Sub-17		D	NI	NI	↓
			ND	NI	NI	SD
Nedelec et al. 2013 (Gramma natural)	-	120°/s	D	148,0 ± 17,0	133,0 ± 18,0	↓
					24h: 133,0 ± 15,0	↓
					48h: 134,0 ± 13,0	SD
Nedelec et al. 2013 (Gramma artificial)	-	120°/s	D	148,0 ± 17,0	138,0 ± 22,0	↓
					24h: 138,0 ± 14,0	↓
					48h: 139,0 ± 13,0	SD
Page et al. 2020	-	180°/s	D	161,4 ± 17,3	146,4 ± 19,8	↓
					48h: 152,5 ± 23,2	↓
					240°/s	D
Rahnama et al. 2003	-	120°/s	D	137,0 ± 23,0	114,0 ± 27,0	↓
			ND	138,0 ± 28,0	113,0 ± 20,0	↓
			D	142,7 ± 29,9	122,1 ± 26,4	↓
Rhodes et al. 2018	-	150°/s	D	142,7 ± 29,9	122,1 ± 26,4	↓
					24h: 115,3 ± 17,1	↓
					48h: 115,4 ± 22,3	↓
					72h: 126,2 ± 22,1	↓
Small et al. 2009	Aquecimento	120°/s	D	255,6 ± 50,32	238,6 ± 29,9	NI
	Desaquecimento	120°/s	D	290,5 ± 32,5	212,0 ± 57,6	NI
Small et al. 2010	-	120°/s	D	272,6 ± 44,5	224,6 ± 46,8	↓
Partidas						

Estudo	Grupo	Velocidade	Membro	PT Pré (N.m)	PT Pós (N.m)	Alteração
Draganidis et al. 2015	-	180°/s	D	NI	12h: NI	↓
					36h: NI	↓
					60h: NI	↓
			ND	NI	12h: NI	↓
					36h: NI	↓
					60h: NI	↓

D = Membro dominante; ND = Membro não dominante; N.m = Newton/metro; ↓ = Redução significativa; SD = Sem diferença; NI = Não informado.

4.2.3.3 PT concêntrico e excêntrico de flexores em velocidade rápida (300°/s)

O PT-CONC dos flexores avaliado em velocidade rápida foi apresentado por dois estudos apenas (GREIG, 2008 e RAHNAMA et al., 2003), em que ambos testaram protocolos simuladores para verificação do efeito da fadiga. Para o membro dominante, apenas Rahnama e colaboradores (2003) encontraram redução significativa (15%), enquanto Greig (2008) não reportou diferença significativa do desempenho. Para o membro não dominante, avaliado apenas por Rahnama e colaboradores (2003), foi reportado redução no PT-CONC (12,1%) após a realização dos protocolos de fadiga.

O PT-EXC dos flexores mensurados em velocidade rápida (300°/s) (Tabela 7), foi apresentado por quatro estudos (GREIG, 2008, GREIG e SIEGLER, 2009, PAGE e GREIG, 2020 e RHODES et al., 2018), todos com testes simuladores e utilizando o membro dominante. Em geral, o PT-EXC teve redução de 6 a 24% imediatamente após o protocolo de fadiga, não sendo observada uma redução significativa somente para de Page e Greig (2020), em que só foi encontrado diminuição significativa após 48 horas da aplicação do protocolo. Além disso, no trabalho de Rhodes e colaboradores (2018) em que foram realizadas avaliações em 24, 48 e 72 horas após a aplicação do protocolo, foi reportado um PT-EXC reduzido em todos os períodos.

Tabela 7. Pico de torque excêntrico de flexores avaliados em velocidade rápida.

Protocolos simuladores						
Estudo	Grupo	Velocidade	Membro	PT Pré (N.m)	PT Pós (N.m)	Alteração
Greig 2008	-	300°/s	D	167,0 ± 35,0	127,0 ± 25,0	↓
Greig e Siegler 2009	-	300°/s	D	167,0 ± 35,0	127,0 ± 25,0	↓
Page e Greig 2020	-	300°/s	D	160,1 ± 20,4	149,2 ± 26,7	SD
					48h: 143,0 ± 15,8	↓
Rhodes et al. 2018	-	300°/s	D	151,9 ± 34,8	128,2 ± 37,6	↓
					24h: 113,9 ± 24,7	↓
					48h: 122,8 ± 29,9	↓
					72h: 133,8 ± 31,8	↓

D = Membro dominante; ND = Membro não dominante; N.m = Newton/metro; ↓ = Redução significativa; SD = Sem diferença.

4.2.3.4 PT de flexores em isometria

O PT-ISOM dos flexores foi avaliado em cinco estudos, dos quais três testaram os efeitos da fadiga induzida por protocolos simuladores e dois a fadiga decorrente do

próprio jogo. Em relação a exposição a fadiga através de jogos simulados, o estudo de Greco et al. (2013) reportou diminuição significativa após o protocolo para o membro dominante (18,1%), enquanto Robineau e colaboradores (2012) reportaram diminuição para o membro direito (8%). Adicionalmente, Marshall e colaboradores (2014) ao avaliarem o comportamento do PT-ISOM do membro dominante durante dois tempos de 45 minutos em um teste simulador, reportaram diminuição significativa ao final das duas etapas comparado ao início de cada uma (10,2% e 6,5% ao fim do primeiro e segundo tempo, respectivamente). Com relação a exposição à fadiga provocada pelo próprio jogo, Thorlund e colaboradores (2009) apresentaram redução significativa (6,5%) no membro dominante, enquanto o estudo de Draganidis e colaboradores (2015) reportou redução no PT-ISOM em todo os períodos após o jogo (12, 36 e 60 horas).

4.3 RAZÕES DE FORÇA ENTRE ISQUIOTIBIAIS E QUADRÍCEPS (RAZÃO I:Q)

O cálculo das razões de força entre flexores e extensores de joelho foi apresentado em 24 estudos, com a razão convencional sendo avaliada em 8 e a funcional em 11 estudos. As velocidades mais utilizadas para a mensuração das razões foram as lentas (60°/s, n=11) e intermediárias (180°/s, n=9; 120°/s, n=6; 90°/s, n=1), enquanto apenas 3 estudos utilizaram velocidade rápida (300°/s). Com relação ao membro avaliado, 7 estudos utilizaram o membro dominante e não dominante, enquanto 8 estudos utilizaram somente o membro dominante.

4.3.1 Razão I:Q Convencional (I:Q-C)

4.3.1.1 Razão convencional em velocidade lenta (60°/s)

Em relação à razão I:Q-C obtida em velocidade lenta (Tabela 8), sete estudos verificaram o efeito do jogo simulado, enquanto apenas um estudo avaliou o efeito da partida. A maioria dos trabalhos não observou reduções significativas decorrentes da exposição à fadiga, seja por protocolos simuladores ou pela realização do próprio jogo. No efeito da fadiga em protocolos simulados, para o membro dominante os estudos de Coratella e colaboradores (2015), Delextrat e colaboradores (2010), Greig (2008) e Rahnama e colaboradores (2003) não encontraram redução significativa. Camarda e Denadai (2012) encontraram redução no grupo com equilíbrio muscular e

não para o grupo com desequilíbrio, enquanto Lehnert e colaboradores (2020) não encontraram redução no grupo sub-16 e reportaram aumento no grupo sub-17. Um total de quatro estudos apresentaram redução significativa em algumas condições após a exposição à fadiga induzida por protocolos simuladores, Greco e colaboradores (2012) encontraram redução no membro dominante e Rahnama et al. 2003 no membro não dominante. Ainda, Camarda e Denadai (2012) reportaram diminuição membro dominante para o grupo equilíbrio muscular, enquanto Lehnert e colaboradores (2020) no membro não dominante no grupo sub-16. Para o efeito da partida, Draganidis e colaboradores (2015) não encontraram redução em ambos os membros avaliados em todo o período de recuperação (12, 36 e 60 horas).

Tabela 8. Razão convencional por pico de torque entre flexores e extensores do joelho avaliado em velocidade lenta.

Protocolos simuladores						
Estudo	Grupo	Velocidade	Membro	I:Q-C Pré	I:Q-C Pós	Alteração
Camarda e Denadai 2012	Equilíbrio	60°/s	D	0,65 ± 0,03	0,62 ± 0,04	↓
	Desequilíbrio		D	0,55 ± 0,04	0,54 ± 0,07	SD
Coratella et al. 2015	-	60°/s	D	0,61 ± 0,07	0,60 ± 0,10	SD
			ND	0,59 ± 0,06	0,58 ± 0,08	SD
Delextrat et al. 2010	-	60°/s	D	0,64 ± 0,14	0,63 ± 0,10	SD
			ND	0,65 ± 0,1	0,59 ± 0,08	SD
Greco et al. 2012	-	60°/s	D	0,60 ± 0,06	0,58 ± 0,06	↓
Greig 2008	-	60°/s	D	0,55 ± 0,08	0,55 ± 0,08	SD
Lehnert et al. 2020	Sub-16	60°/s	D	NI	NI	SD
			ND	NI	NI	↓
	Sub-17		D	NI	NI	↑
			ND	NI	NI	SD
Rahnama et al. 2003	-	60°/s	D	0,55 ± 0,07	0,53 ± 0,06	SD
			ND	0,58 ± 0,07	0,56 ± 0,06	↓
Partidas						
Estudo	Grupo		Membro	I:Q-C Pré	I:Q-C Pós	Alteração
Draganidis et al. 2015	-	60°/s	D	NI	12h: NI	SD
					36h: NI	SD
					60h: NI	SD
			ND		12h: NI	SD
					36h: NI	SD
					60h: NI	SD

D = Membro dominante; ND = Membro não dominante; ↓ = Redução significativa; SD = Sem diferença; NI = Não informado.

4.3.1.2 Razão convencional em velocidades intermediárias (90, 120 e 180°/s)

A razão I:Q-C foi avaliada em velocidades intermediárias (Tabela 9) por oito estudos, dos quais seis testaram a utilização de protocolos simuladores e dois a utilização do

jogo. Para o efeito da partida, apenas um estudo (Draganidis et al. 2015) apresentou reduções significativas nos valores de razão I:Q-C em ambos os membros em todo o período de recuperação (12, 36 e 60 horas). Já para a utilização de protocolos simuladores, somente dois estudos (DELEXTRAT et al., 2010 e RAHNAMA et al., 2003) encontraram redução significativa imediatamente após a realização do

Tabela 9. Razão convencional por pico de torque entre flexores e extensores do joelho avaliados em velocidades intermediárias.

Protocolos simuladores							
Estudo	Grupo	Velocidade	Membro	I:Q-C Pré	I:Q-C Pós	Alteração	
Coratella et al. 2015	-	180°/s	D	0,67 ± 0,07	0,68 ± 0,12	SD	
			ND	0,64 ± 0,09	0,66 ± 0,11	SD	
Delextrat et al. 2010	-	180°/s	D	0,62 ± 0,09	0,46 ± 0,16	↓	
			ND	0,65 ± 0,3	0,61 ± 0,14	SD	
Greig 2008	-		D	0,60 ± 0,17	0,62 ± 0,12	SD	
Lehnert et al. 2020	Sub-16	180°/s	D	NI	NI	SD	
			ND	NI	NI	SD	
	Sub-17	180°/s	D	NI	NI	SD	
			ND	NI	NI	SD	
Rahnama et al. 2003	-	120°/s	D	0,62 ± 0,11	0,56 ± 0,09	↓	
			ND	0,64 ± 0,08	0,58 ± 0,08	SD	
Small et al. 2010	-	120°/s	D	NI	NI	SD	
Partidas							
Estudo	Grupo	Velocidade	Membro	I:Q-C Pré	I:Q-C Pós	Alteração	
Draganidis et al. 2015	-	180°/s	D	NI	12h: NI	↓	
					36h: NI	↓	
					60h: NI	↓	
			ND	NI	12h: NI	↓	
					36h: NI	↓	
					60h: NI	SD	
Silva et al. 2013	-	90°/s	D	0,55 ± 0,01	24h: 0,56 ± 0,01	SD	
					48h: 0,55 ± 0,01	SD	
					72h: 0,55 ± 0,01	SD	
			ND	0,54 ± 0,04	24h: 0,56 ± 0,03	SD	
					48h: 0,54 ± 0,02	SD	
					72h: 0,54 ± 0,05	SD	

D = Membro dominante; ND = Membro não dominante; ↓ = Redução significativa; SD = Sem diferença; NI = Não informado.

protocolo, ambos para o membro dominante.

4.3.1.3 Razão convencional em velocidade rápida (300°/s)

Em velocidade rápida somente três estudos (CORATELLA et al., 2015, GREIG 2008 e RAHNAMA et al., 2003) apresentaram dados de razão I:Q-C, em que todos testaram o efeito da fadiga provocada por protocolos simuladores. Nenhum efeito significativo foi reportado nos valores de razão I:Q-C no membro dominante após a exposição a fadiga. Para o membro não dominante, apenas o trabalho de Rahnama e

colaboradores (2003) reportou diminuição significativa após a realização do protocolo de fadiga (3,7%).

4.3.2 Razão I:Q Funcional (I:Q-F)

4.3.2.1 Razão funcional em velocidade lenta (60°/s)

A razão I:Q-F avaliada sob velocidade lenta (Tabela 10) foi apresentada por nove estudos e destes oito verificaram os efeitos da utilização de protocolos simuladores, enquanto um analisou os efeitos da partida. Sob estas velocidades apenas dois estudos apresentaram redução significativa após os testes simulados (DELETRAT et al., 2010 e RAHNAMA et al., 2003). Com relação ao efeito da fadiga provocada pelo jogo, o estudo de Draganidis e colaboradores (2015) apresentou redução significativa em ambos os membros nos períodos de 12 e 36 horas e nenhuma diferença estatística em 60 horas após a partida.

Tabela 10. Razão funcional por pico de torque entre flexores e extensores do joelho avaliado em velocidade lenta.

Protocolos simuladores						
Estudo	Grupo	Velocidade	Membro	I:Q-F pré	I:Q-F pós	Alteração
Coratella et al. 2015	-	60°/s	D	0,68 ± 0,07	0,66 ± 0,12	SD
			ND	0,68 ± 0,09	0,64 ± 0,10	SD
Delextrat et al. 2010	-	60°/s	D	0,79 ± 0,17	0,65 ± 0,08	↓
			ND	0,74 ± 0,18	0,65 ± 0,08	SD
Greig 2008	-		D	0,80 ± 0,16	0,69 ± 0,15	SD
Jones et al. 2015	-	60°/s	D	0,77 ± 0,13	0,77 ± 0,15	SD
Lehnert et al. 2016	-	60°/s	D	0,57 ± 0,13	0,59 ± 0,10	SD
Lehnert et al. 2018	-	60°/s	D	0,75 ± 0,11	0,75 ± 0,17	SD
			ND	0,75 ± 0,11	0,75 ± 0,11	SD
Lehnert et al. 2020	Sub-16	60°/s	D	NI	NI	SD
			ND	NI	NI	SD
	Sub-17		D	NI	NI	SD
			ND	NI	NI	SD
Rahnama et al. 2003	-	60°/s	D	0,55 ± 0,07	0,53 ± 0,06	SD
			ND	0,58 ± 0,07	0,56 ± 0,06	↓
Partidas						
Estudo	Grupo	Velocidade	Membro	I:Q-F pré	I:Q-F pós	Alteração
Draganidis et al. 2015	-	60°/s	D	NI	12h: NI	↓
					36h: NI	↓
					60h: NI	↓
			ND	NI	12h: NI	↓
					36h: NI	↓
					60h: NI	SD

D = Membro dominante; ND = Membro não dominante; ↓ = Redução significativa; SD = Sem diferença; NI = Não informado.

4.3.2.2 Razão funcional em velocidades intermediárias (120 e 180%/s)

Com relação à razão I:Q-F em velocidades intermediárias (Tabela 11), 14 estudos investigaram a utilização de protocolos simuladores e apenas um estudo o uso da partida para a indução e verificação dos efeitos da fadiga. Quanto aos efeitos da fadiga provocada pela simulação, os trabalhos apresentados reportaram redução significativa em sua maioria para o membro dominante (COHEN et al., 2015, CORATELLA et al., 2015, CAMARDA e DENADAI, 2012 no grupo com equilíbrio muscular, DELESTRAT et al., 2010, DELESTRAT et al., 2011, GRECO et al. 2012, LEHNERT et al 2016, RAHNAMA et al., 2003 e SMALL et al., 2010). Ainda, um estudo considerando os dados dos dois membros em conjunto (JONES et al., 2015). Apenas um estudo apresentou redução significativa no membro não dominante (DLESTRAT et al., 2011). O único trabalho a testar o efeito do jogo (DRAGANIDIS et al., 2015) apresentou redução significativa em todo o período de recuperação (12, 36 e 60 horas).

Tabela 11. Razão funcional por pico de torque entre flexores e extensores do joelho a velocidade intermediárias.

Protocolos simuladores						
Estudo	Grupo	Velocidade	Membro	I:Q-F pré	I:Q-F pós	Alteração
Camarda e Denadai 2012	Equilíbrio	60°/s e 180°/s	D	1,38 ± 0,2	1,20 ± 0,2	↓
	Desequilíbrio		D	1,19 ± 0,1	1,13 ± 0,2	SD
Cohen et al. 2015	-	120°/s	D	1,11	0,98	↓
Coratella et al. 2015	-	180°/s	D	0,98 ± 0,14	0,88 ± 0,17	↓
			ND	0,93 ± 0,11	0,87 ± 0,17	SD
Delextrat et al. 2010	-	180°/s	D	0,90 ± 0,12	0,77 ± 0,09	↓
			ND	0,86 ± 0,15	0,79 ± 0,12	SD
Delextrat et al. 2011	-	120°/s	D	0,85 ± 0,15	0,73 ± 0,13	↓
			ND	0,88 ± 0,17	0,81 ± 0,15	↓
Greco et al. 2012	-	60°/s e 180°/s	D	1,29 ± 0,2	1,16 ± 0,2	↓
Greig 2008	-	180°/s	D	1,05 ± 0,22	0,81 ± 0,13	SD
Jones et al. 2015	-	180°/s	D+ND	1,09 ± 0,2	0,98 ± 0,21	↓
Lehnert et al. 2016	-	180°/s	D	0,81 ± 0,22	0,72 ± 0,17	SD
		120°/s	D	0,73 ± 0,18	0,66 ± 0,17	↓
Lehnert et al. 2018	-	180°/s	D	1,05 ± 0,11	1,04 ± 0,12	SD
			ND	1,05 ± 0,18	1,10 ± 0,18	SD
Lehnert et al. 2020	Sub-16	180°/s	D	NI	NI	SD
			ND	NI	NI	SD
	Sub-17	180°/s	D	NI	NI	SD
			ND	NI	NI	SD
Rahnama et al. 2003	-	120°/s	D	0,77 ± 0,13	0,67 ± 0,12	↓
			ND	0,77 ± 0,11	0,70 ± 0,99	SD
Small et al. 2009	Desaquecimento	120°/s	D	1,25 ± 0,20	1,07 ± 0,13	NI
	Aquecimento	120°/s	D	1,08 ± 0,19	0,95 ± 0,23	NI
Small et al. 2010	-	120°/s	D	1,16 ± 0,21	0,98 ± 0,20	↓
Partidas						
Estudo	Grupo	Velocidade	Membro	I:Q-F pré	I:Q-F pós	Alteração
Draganidis et al. 2015	-	180°/s	D	NI	12h: NI	↓
					36h: NI	↓
					60h: NI	↓
			ND	NI	12h: NI	↓
					36h: NI	↓
					60h: NI	↓

D = Membro dominante; ND = Membro não dominante; ↓ = Redução significativa; SD = Sem diferença; NI = Não informado.

4.3.2.3 Razão funcional em velocidade rápida (300°/s)

Em velocidade rápida, dois estudos testaram o efeito da fadiga, em que, ambos utilizaram protocolos simuladores (CORATELLA et al., 2015 e GREIG 2008). Com relação ao membro dominante, ambos os estudos apresentaram redução significativa após a exposição à fadiga (de $1,29 \pm 0,13$ para $1,20 \pm 0,20$ em Coratella et al., 2015 e de $1,33 \pm 0,26$ para $1,03 \pm 0,23$ em Greig 2008). No membro não dominante, avaliado apenas por Coratella e colaboradores (2015), não foi reportada redução significativa nos valores de I:Q-F após o protocolo de fadiga.

4.4 TAXA DE PRODUÇÃO DE FORÇA (TPF)

A TPF foi mensurada por quatro estudos. Destes, três avaliaram os efeitos da fadiga através de protocolos simuladores (GRECO et al., 2013, KOTSIS et al., 2019 e MARSHALL et al., 2014) e um através da realização do jogo (THORLUND et al., 2009). A avaliação da TPF ocorreu numa faixa de intervalos de 0 a 20 ms e 0 a 250 ms. Ainda, em dois estudos o comportamento da taxa máxima de produção de força foi verificada.

4.4.1 Taxa de produção de força em intervalos de até 0 a 50 ms

A TPF em intervalos de até 0 a 50 ms foi apresentada por quatro estudos. Para o efeito da fadiga provocada através de protocolos simuladores, Greco e colaboradores (2013) reportaram redução significativa nos músculos extensores (14%) e flexores (15%) no intervalo de 0 a 50 ms. Marshall e colaboradores (2014) ao avaliar a TPF dos flexores no decorrer das duas etapas, verificou redução significativa ao fim do primeiro e segundo tempo na TPF de 0 a 25 e de 0 a 50 ms. Em adição, ao considerar o intervalo 0 a 20 ms, Kotsis e colaboradores (2019) reportaram redução significativa durante todos os períodos avaliados após a exposição à fadiga nos músculos extensores. Em relação ao efeito da fadiga induzida pela partida, Thorlund e colaboradores (2009) não encontraram diferenças significativas após a exposição ao jogo nos flexores e extensores no intervalo de 0 a 30 ms e no intervalo de 0 a 50 ms reportaram redução de 7% nos músculos extensores, porém não significativa, assim como nos flexores.

4.4.2 Taxa de produção de força em intervalos de 0 a 50 até 0 a 100 ms

A TPF em intervalos de 0 a 50 até 0 a 100 ms, foi avaliada em três estudos. Com relação ao efeito da fadiga provocada por protocolos simulados, Greco e colaboradores (2012) ao avaliarem o membro dominante, reportaram redução significativa nos músculos extensores (14%) e flexores (18%) no intervalo de 0 a 100 ms. Marshall et al. (2014) encontraram diferenças significativas na TPF no fim das duas etapas para os flexores somente no intervalo de 0 a 75 e nenhuma diferença no intervalo de 0 a 100 ms. Kotsis e colaboradores (2019) reportaram diminuição significativa na TPF em todo o período de recuperação (2, 24, 48, e 72 horas) no intervalo de 0 a 80 e 0 a 100 ms. Já para a fadiga provocada pelo jogo, Thorlund e colaboradores (2009) não encontraram diferenças significativa em ambas as musculaturas para o intervalo de 0 a 100 ms.

4.4.3 Taxa de produção de força em intervalos de 0 a 100 até 0 a 250 ms

Em relação à TPF avaliada em intervalos de 0 a 100 até 0 a 250 ms, Kotsis e colaboradores (2019) apresentaram redução significativa para os extensores após a realização do protocolo simulador nos intervalos de 0 a 150, 0 a 200 e 0 a 250 ms em todo o período de recuperação (2, 24, 48 e 72 horas). Para o efeito da partida, Thorlund e colaboradores (2009) encontraram redução de 8% nos extensores e 9% nos flexores no intervalo de 0 a 200 ms, porém somente nos flexores essa redução foi significativa.

4.4.4 Taxa máxima de produção de força ($T_{\text{máxPF}}$)

Com relação a $T_{\text{máxPF}}$, nenhum efeito significativo da fadiga foi reportado nos dois trabalhos que avaliaram este parâmetro. Marshall e colaboradores (2014) não encontraram reduções significativas ao fim da primeira e segunda etapa do protocolo de um protocolo simulador em ambas as musculaturas. Ainda, Thorlund e colaboradores (2009) ao final da disputa do jogo, não observaram redução significativa na $T_{\text{máxPF}}$ após a realização de uma partida nos flexores e extensores.

5 DISCUSSÃO

A presente revisão foi desenvolvida com o objetivo de fornecer informações acerca do efeito da fadiga sobre parâmetros relacionados ao risco de lesões em jogadores de futebol. Os principais achados desta revisão são a) o PT-CONC de extensores de joelho sofreu redução significativa quando avaliado sob velocidade lenta; b) o PT-EXC de flexores de joelho foi afetado especialmente sob velocidades intermediárias; c) a razão I:Q-F sofreu declínio com a indução de fadiga, sobretudo em velocidades intermediárias e rápidas; e d) a TPF se mostrou afetada principalmente no estágio inicial da curva força/tempo, quando avaliada em condições de fadiga. Ainda assim, destaca-se que esta observação não foi unânime nos investigados.

5.1 PT DE EXTENSORES DE JOELHO

Com relação aos efeitos da fadiga induzida por protocolos simuladores, o PT-CONC apresentou reduções significativas em velocidade lenta (60°/s) na maioria dos artigos. Considerando as características do jogo, os extensores são sobretudo recrutados de forma concêntrica em tarefas de alta velocidade como *sprints* e chutes (NAGAHRA et al., 2014; NUNOME et al., 2002), condicionando-se a adaptar-se aos movimentos em alta velocidade. Assim, é possível que atletas de futebol tenham menor resistência à fadiga em velocidades lentas, tendo em vista que condições de baixa velocidade não ocorrem de forma substancial durante os jogos para esse grupo muscular. Ademais, cabe destacar a ocorrência de limitações em alguns estudos: em quatro a amostra foi composta por atletas amadores (DELETRAT et al., 2010, JONES et al., 2015, RAHNAMA et al., 2003 e ROBINEAU et al., 2012). Isso pode repercutir em resultados superestimados, tendo em vista que os protocolos simuladores foram criados com base nas demandas do futebol de alto nível.

Em velocidades intermediárias (90, 120, 180 e 240°/s), o PT-CONC não foi afetado pela fadiga na maioria das condições avaliadas, (nove estudos), chegando a apresentar aumento significativo em um estudo (LEHNERT et al., 2020) e não significativo em quatro (CAMARDA e DENADAI, 2012, GREIG 2008, GREIG 2018 e LEHNERT et al., 2013). Isso sugere uma capacidade maior em resistir ao exercício intermitente para os extensores de joelho em velocidades intermediárias em atletas

de futebol, podendo estar associado também com as características histoquímicas das fibras (maior proporção de fibras de resistência à fadiga) desse grupo muscular (HAMADA et al., 2003). Ademais, dados prévios da literatura suportam que ocorrem maiores adaptações nos músculos extensores de joelho, às quais parecem ser condicionadas pelas tarefas recorrentes no futebol, sugerindo maior desenvolvimento desse grupo muscular e menor prejuízo com o exercício intermitente (CROISIER et al., 2008). Assim, é possível que velocidades mais altas de teste não expressem um declínio no PT-CONC, pois este grupo muscular pode possuir adaptações para esse tipo de condição relacionadas ao tipo de tarefa que normalmente é exposto durante o treinamento e jogos.

Com relação aos efeitos do jogo, foi reportado redução significativa em velocidade lenta e intermediária na maioria dos estudos imediatamente após a partida e nos diferentes períodos de recuperação verificados (ANDERSSON et al., 2008, ASCENSÃO et al., 2008, DRAGANIDIS et al., 2015 e MAGALHÃES et al., 2010). Essas informações podem ser úteis considerando que clubes de elites podem passar por períodos com alta frequência de jogos durante fases competitivas (CARLING et al., 2012). No entanto, essas informações se contrapõem ao observado em jogos simulados para esta condição. Sugerindo que, mesmo com as adaptações induzidas nesse grupo muscular à exposição ao jogo real, impacta de forma substancial o seu desempenho. Em complemento, destaca-se que, em relação ao nível competitivo, todos os estudos avaliaram atletas profissionais ou semiprofissionais, o que pode reforçar a aplicação destas informações. Em oposição, Magalhães e colaboradores (2010) ao compararem o impacto decorrente do jogo simulado (LIST) com o de uma partida, reportaram não haver diferenças significativas em parâmetros neuromusculares, com exceção do desempenho em *sprints*. Assim, são necessários mais estudos comparando os dois protocolos em parâmetros neuromusculares.

Somente quatro trabalhos avaliaram o PT-EXC de extensores de joelho (DRAGANIDIS et al., 2015 através da partida e LEHNERT et al., 2020, RAHNAMA et al., 2003 e ROBINEAU et al., 2012 por jogos simulados), enquanto quatro avaliaram o PT-ISOM (GRECO et al., 2013 e ROBINEAU et al., 2012 em jogos simulados, DRAGANIDIS et al., 2015 e THORLUND et al., 2009 através de partida). O baixo número de avaliações nessas condições pode estar relacionado com as características das principais tarefas do jogo, em que ações isométricas e excêntricas para esse grupo muscular não ocorrem em demasia.

5.2 PT DE FLEXORES DE JOELHO

De modo geral, o PT dos flexores de joelho apresentou diminuição na maioria dos estudos e das condições avaliadas (tipo de contração, velocidades testadas e protocolos de fadiga). O PT de flexores foi em sua maioria mensurado em velocidades intermediárias e em contrações excêntricas. Isso sugere a intenção de aproximar as condições experimentais às especificidades das tarefas do jogo, em que os flexores são exigidos principalmente em ações excêntricas rápidas, como em *sprints* e chutes (WOODS et al., 2004). Sobre as velocidades testadas, em geral, o PT-CONC de flexores apresentou valores absolutos menores com aumento da velocidade de teste, enquanto que para o PT-EXC foi observado valores absolutos maiores com incremento da velocidade de teste. Esse comportamento é tradicionalmente evidenciado na literatura com relação a curva força/velocidade (REQUENA et al., 2009).

Para o tipo de contração, o PT de flexores apresentou reduções em ações concêntricas, excêntricas e isométricas. Para contrações excêntricas, essa redução aparece sobretudo em velocidades intermediárias (90, 120, 150, 160, 180 e 240°/s). Esse comportamento pode estar relacionado com o papel desempenhado pelos flexores no controle da mecânica de corrida, em que atuam principalmente de forma excêntrica (THELEN et al., 2005). A alta demanda de ações excêntricas está associada a maior dano muscular (TWIST e EASTON, 2005). Além disso, a redução na produção de força excêntrica é considerada um fator de risco associado à distensão nos isquiotibiais. Sugere-se que a distensão ocorre pela alta demanda de força excêntrica para a desaceleração do membro na fase final de balanço nos *sprints*, em que o músculo se encontra em maior comprimento (CORREIA et al., 2020; THELEN et al., 2005). Em complemento, destaca-se que, por conta das demandas recorrentes nos jogos, atletas de futebol costumam ter os músculos extensores mais desenvolvidos em relação aos flexores (CROISIER et al., 2008). Essa desproporção favorece uma condição mais propícia para ocorrência de lesões, como a ruptura do LCA. Isso é proposto pelo fato de a atuação excêntrica de flexores de joelho ser fundamental para a estabilização do joelho, neutralizando a translação anterior e rotação interna da tíbia causadas pelas ações concêntricas dos extensores de joelho (MELNYK e GOLLHOFER, 2007).

O PT-CONC foi afetado pelo efeito da fadiga em velocidade lenta (60°/s) em oito de dez estudos, considerando ambos os protocolos. Esse declínio pode também ter relação com o padrão de atividade dos flexores durante as tarefas do jogo. Ações concêntricas em baixa velocidade não são recorrentes para este grupo muscular, o que pode sugerir menor resistência à fadiga nessa condição. Referente ao efeito da partida o PT-CONC em velocidade lenta (60°/s), reduções imediatamente após e nos períodos de recuperação (12, 36 e 60 horas) foram observadas, sugerindo uma recuperação lenta na força máxima para essa musculatura após a exposição aos jogos. Porém, somente dois trabalhos testaram os efeitos da partida nessa condição.

Em velocidades intermediárias (90, 120 e 180°/s), os resultados de PT-CONC são divergentes com relação ao efeito de protocolos simuladores. Como já citado, isso pode ter relação com o nível competitivo da amostra. Todos os trabalhos que testaram atletas de elite, profissionais ou semiprofissionais (CAMARDA e DENADAI, 2012, COHEN et al., 2015, GREIG, 2008, LEHNERT et al., 2018 e SMALL et al., 2010) não encontraram redução. Enquanto os trabalhos que encontraram reduções testaram em sua maioria atletas amadores (DELETRAT et al., 2010 e RAHNAMA et al., 2003). Considerando esses aspectos, é possível que o nível competitivo dos participantes possa superestimar os resultados encontrados, uma vez que os protocolos simuladores foram estruturados com base na *performance* e demandas de atletas de elite. Com relação ao efeito do jogo no PT-CONC em velocidades intermediárias (90 e 180°/s), a maioria dos estudos apresentou redução imediatamente após e em todo os diferentes pontos avaliados no período de recuperação (12 até 72 horas), porém a base de dados foi somente de quatro estudos (ASCENSÃO et al., 2008; DRAGANIDIS et al., 2015; MAGALHÃES et al., 2010; SILVA et al., 2014).

Sobre os protocolos utilizados, observou-se efeito da fadiga com redução na maioria dos parâmetros avaliados após os testes simuladores. Assim, destaca-se que os testes simuladores são eficazes para testar os efeitos da fadiga sobre os flexores de joelho. No entanto, como já citado anteriormente, podem existir limitações com relação ao nível competitivo dos participantes. Acerca dos efeitos da fadiga induzida pela disputa do jogo, foi encontrado redução no PT dos flexores na maioria dos estudos imediatamente após e nos diferentes períodos de recuperação (12 até 17 horas). Isso sugere que, além do impacto agudo da partida, estes resultados demonstram que o PT dos flexores apresenta uma recuperação lenta. Essas informações podem ser úteis no sentido de auxiliar no planejamento da temporada e

monitoramento do grau de condicionamento dos atletas durante a fase competitiva, em que a frequência de jogos se acentua e o tempo disponível para recuperação diminui (CARLING et al., 2011). Em adição, a lesão muscular mais comum é a distensão dos isquiotibiais, sendo responsável por afastar os atletas de suas atividades por cerca de 3 a 4 semanas (EKSTRAND, 2011). Entretanto é importante considerar que estes dados foram obtidos com base em apenas cinco estudos.

5.3 RAZÃO I:Q CONVENCIONAL (RAZÃO I:Q-C)

A razão convencional de forças entre isquiotibiais e quadríceps foi avaliada em sua maioria em velocidade lenta (60°/s) (Tabela 8) e intermediária (90, 120 e 180°/s) (Tabela 9). Referente ao efeito da fadiga, a maioria dos estudos desta revisão não encontrou reduções significativas em relação aos valores de razão convencional nas diferentes categorias de velocidade. Em adição, na maior parte dos estudos foi apresentado valores de razão considerados dentro da normalidade antes e após a exposição à fadiga (0,5 a 0,8) (KANNUS, 1994). Isso corrobora com o sugerido na literatura, em que são apontadas limitações para uso da razão convencional, pela utilização de ações concêntricas de agonistas e antagonistas, o que não ocorre em situações reais de jogo (AAGAARD et al., 1998). Ainda, sabe-se que a força excêntrica dos flexores é fortemente afetada pela exposição ao jogo (WOODS et al., 2004). Assim, o uso de apenas avaliações concêntricas é considerado limitado.

5.4 RAZÃO I:Q FUNCIONAL (I:QF)

A razão funcional foi avaliada, principalmente, em velocidade lenta (60°/s) (Tabela 11) e intermediária (120 e 180°/s) (Tabela 12). Além disso, alguns estudos combinaram diferentes velocidades no cálculo da razão funcional (CAMARDA e DENADAI, 2012 e GRECO et al., 2012). Destaca-se que maiores valores basais de razão funcional foram verificados conforme o incremento da velocidade de teste, corroborando achados anteriores (HEWETT et al., 2008; BARONI et al., 2020).

Considerando ambos os protocolos de fadiga, para a velocidade lenta (60°/s), a maior parte dos estudos mostrou ausência de alteração após a exposição ao protocolo de jogo simulado ou partida. Por outro lado, o conjunto de dados apresentados suportam uma redução significativa na razão funcional avaliada em

velocidades intermediárias (120 e 180°/s). Em velocidade rápida (300°/s), também foi apresentada redução significativa, porém essa informação se baseia em apenas dois estudos (CORATELLA et al., 2015 e GREIG, 2008).

O efeito para a fadiga em velocidades intermediárias e rápidas pode estar associado ao decaimento acentuado da força excêntrica dos flexores, decorrente do maior dano e da alta exigência de estabilização da articulação do joelho nas ações durante o jogo (WOODS et al., 2004; MELNYK e GOLLHOFER, 2007). Esse comportamento também é associado às características dos isquiotibiais, tendo em sua composição maior número de fibras rápidas, o que os predispõe à maior fadiga em contrações excêntricas rápidas (GARRET et al., 1994). A redução nos valores da razão funcional é proposta como um indicativo para o aumento da instabilidade e do risco de lesões (AAGAARD et al., 1998). Assim, ambos os protocolos investigados no presente estudo se mostraram efetivos para verificação do comportamento/fadiga da razão funcional em atletas de futebol. Ainda assim, destaca-se o baixo número de estudos que testaram os efeitos da partida, o que pode limitar as conclusões quando os protocolos são analisados separadamente.

5.5 TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA DE FLEXORES E EXTENSORES DO JOELHO

Um total de quatro estudos investigou o efeito da fadiga sobre a TPF (GRECO et al., 2013, KOTSIS et al., 2019, MARSHALL et al., 2014 e THORLUND et al., 2009). A partir dos efeitos de protocolos simuladores, foi verificado especialmente uma redução da TPF na fase inicial da contração (até 50 ms), comparado a intervalos mais longos. Em adição, para o efeito da partida, não foi observado redução da TPF em nenhum momento (THORLUND et al., 2009). A maior queda da TPF na fase inicial da contração corrobora com dados prévios da literatura, sugerindo que a fadiga afeta de forma significativa a capacidade de geração de força explosiva, principalmente de 0-50 ms (BUCKTHORPE et al., 2014). Desta forma, a fadiga neuromuscular pode afetar negativamente a *performance*, visto que a TPF é uma variável determinante do desempenho em tarefas funcionais como *sprints*, saltos e aterrissagens, em que o tempo para a produção de força é reduzido (MOHR et al., 2003; TILLIN et al., 2013). Ademais, o declínio da TPF em curtos intervalos é apontado como um aspecto favorável para o aumento do risco de lesão, visto que as lesões de membros inferiores

mais frequentes, como a ruptura do LCA, ocorrem normalmente dentro do intervalo de 0 a 50 ms (KROSSHUAG et al., 2007). Contudo, a base de dados do presente estudo para o efeito da fadiga por jogo simulado e partida na TPF foi composta de apenas quatro estudos, limitando as especulações.

6 LIMITAÇÕES

A presente revisão conta com algumas limitações importantes. A busca por estudos foi conduzida em apenas uma base de dados (i.e., *PubMed*) e em língua inglesa. Assim, a busca por artigos pode não ter alcançado estudos que poderiam se enquadrar nos critérios de inclusão estabelecidos. Ademais, a busca resultou em número baixo de estudos elegíveis, o que reflete em um baixo poder de conclusão em relação a alguns desfechos revisados neste trabalho. Com relação aos estudos que verificaram os efeitos da fadiga provocada pela partida, foi encontrado um número reduzido de trabalhos (n=6). Ainda, alguns desses estudos não realizaram avaliação dos parâmetros imediatamente após o jogo e os períodos avaliados durante a recuperação foram distintos (12 a 72 horas), limitando comparações entre estes estudos. Para os estudos que testaram protocolos simulados, o nível competitivo, sexo e faixa etária foram variados, o que se configura também como limitação, tendo em vista que os protocolos simuladores são em sua maioria baseados nas demandas de atletas masculinos de elite. Complementarmente, o presente estudo considerou elegível somente estudos que fizeram avaliações isocinéticas, considerando seu controle metodológico e ampla utilização no futebol. Desta forma, estudos com outras estratégias de verificação do desempenho não fizeram parte do presente trabalho. Por fim, a ausência da verificação do risco de viés dos estudos inclusos também representa limitações, uma vez que alguns trabalhos podem não ter apresentado informações relevantes em relação a metodologia adotada.

7 CONCLUSÃO

A presente revisão destaca a queda de parâmetros de desempenho associados ao risco de lesão após o uso de protocolos simuladores e jogos em atletas de futebol. Embora a redução após estes protocolos não tenha sido unânime, observou-se alteração em parâmetros como o PT-CONC de extensores de joelho, PT-EXC de flexores de joelho, razão I:Q funcional e TPF de flexores e extensores de joelho. Em complemento, a fadiga parece afetar cada parâmetro em circunstâncias distintas. O PT-CONC de extensores sofreu reduções mais expressivas quando avaliado em velocidade lenta, enquanto o PT-EXC de flexores foi afetado especialmente quando avaliado sob velocidades intermediárias. A razão I:Q funcional foi afetada pela exposição à fadiga em velocidades intermediárias, enquanto a razão I:Q convencional permaneceu inalterada na maior parte dos estudos. Por fim, a TPF de flexores e extensores de joelho se mostrou afetada principalmente no estágio inicial da curva força/tempo.

REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P. et al. American Journal of Sports A New Concept For Isokinetic Hamstring: **The American Journal of Sports Medicine**, v. 26, n. 2, p. 231–237, 1998.
- AGEL, J. et al. Collegiate ACL Injury Rates Across 15 Sports: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System Data Update (2004-2005 Through 2012-2013). **Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine**, v. 26, n. 6, p. 518-523, 2016.
- ANDERSSON, H. et al. Neuromuscular fatigue and recovery in elite female soccer: effects of active recovery. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 40, n. 2, p. 372–380, fev. 2008.
- ASCENSÃO, A. et al. Biochemical impact of a soccer match - analysis of oxidative stress and muscle damage markers throughout recovery. **Clinical biochemistry**, v. 41, n. 10–11, p. 841–851, jul. 2008.
- BANGSBO, J.; MOHR, M.; KRUSTRUP, P. Physical and metabolic demands of training and match-play in the elite football player. **Journal of Sports Sciences**, v. 24, n. 7, p. 665–674, 2006.
- BARONI, B. M. et al. Hamstring-to-Quadriceps Torque Ratios of Professional Male Soccer Players: A Systematic Review. **Journal of strength and conditioning research**, v. 34, n. 1, p. 281-293, 2020.
- BARNES, C. et al. The evolution of physical and technical performance parameters in the English Premier League. **International journal of sports medicine**, v. 35, n. 13, p. 1095–1100, dez. 2014.
- BEHRENS, M. et al. Effect of Fatigue on Hamstring Reflex Responses and Posterior-Anterior Tibial Translation in Men and Women. **PLoS ONE**, v. 8, n. 2, 2013.
- BUCKTHORPE, M.; PAIN, M. T. G.; FOLLAND, J. P. Central fatigue contributes to the greater reductions in explosive than maximal strength with high-intensity fatigue. **Experimental Physiology**, v. 99, n. 7, p. 964–973, 2014.
- CAMARDA, S. R. DE A.; DENADAI, B. S. Does muscle imbalance affect fatigue after soccer specific intermittent protocol? **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 15, n. 4, p. 355–360, 2012.
- CARLING, C. et al. Are physical performance and injury risk in a professional soccer team in match-play affected over a prolonged period of fixture congestion? **International journal of sports medicine**, v. 33, n. 1, p. 36-42, 2012.
- CARLING, C. et al. Monitoring of Post-match Fatigue in Professional Soccer: Welcome to the Real World. **Sports Medicine**, v. 48, n. 12, p. 2695–2702, 2018.

CLEMENTE, F. M. et al. Activity profiles of soccer players during the 2010 World Cup. **Journal of Human Kinetics**, v. 38, n. 1, p. 201–211, 2013.

COHEN, D. D. et al. Angle-specific eccentric hamstring fatigue after simulated soccer. **International journal of sports physiology and performance**, v. 10, n. 3, p. 325–331, abr. 2015.

COPPALLE, S. et al. Relationship of pre-season training load with in-season biochemical markers, injuries and performance in professional soccer players. **Frontiers in Physiology**, v. 10, n. APR, p. 1–11, 2019.

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

CORREIA, P. et al. Rapid hamstrings to quadriceps ratio at long muscle lengths in professional football players with previous hamstring strain injury. **European Journal of Sport Science**, v. 20, n. 10, p. 1405–1413, 2020.

CROISIER, J. G. et al. Strength Imbalances and Prevention of Hamstring Injury in Professional Soccer Players: A Prospective Study. **The American journal of sports medicine**, v. 36, p. 1469-75, 2008.

DAUTY, M.; MENU, P.; FOUASSON-CHAILLOUX, A. Hamstring Muscle Injury Prediction by Isokinetic Ratios Depends on the Method Used. **Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine**, v. 30, n. 1, p. 40–45, 2020.

DELESTRAT, A. et al. Effect of a simulated soccer match on the functional hamstrings-to-quadriceps ratio in amateur female players. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 23, n. 4, p. 478–486, ago. 2013.

DELESTRAT, A.; GREGORY, J.; COHEN, D. The use of the functional H:Q ratio to assess fatigue in soccer. **International journal of sports medicine**, v. 31, n. 3, p. 192–197, mar. 2010.

DELLA VILLA, F. et al. Systematic video analysis of ACL injuries in professional male football (soccer): injury mechanisms, situational patterns and biomechanics study on 134 consecutive cases. **British journal of sports medicine**, v. 54, n. 23, p. 1423–1432, dez. 2020.

DRAGANIDIS, D. et al. Recovery kinetics of knee flexor and extensor strength after a football match. **PloS one**, v. 10, n. 6, p. e0128072, 2015.

EKSTRAND, J. Keeping your top players on the pitch: The key to football medicine at a professional level. **British Journal of Sports Medicine**, v. 47, n. 12, p. 723–724, 2013.

- EKSTRAND, J.; HÄGGLUND, M.; WALDÉN, M. Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). **American Journal of Sports Medicine**, v. 39, n. 6, p. 1226–1232, 2011.
- GARRETT, W E Jr et al. Histochemical correlates of hamstring injuries. **The American journal of sports medicine**, v. 12, n. 2, p. 98-103, 1984.
- GRASSI, A. et al. Epidemiology of Anterior Cruciate Ligament Injury in Italian First Division Soccer Players. **Sports Health**, v. 12, n. 3, p. 279–288, 2020.
- GRAZIOLI, R. et al. Hamstring rate of torque development is more affected than maximal voluntary contraction after a professional soccer match. **European journal of sport science**, v. 19, n. 10, p. 1336–1341, 2019.
- GRECO, C. C. et al. Fatigue and rapid hamstring/quadriceps force capacity in professional soccer players. **Clinical physiology and functional imaging**, v. 33, n. 1, p. 18–23, jan. 2013.
- GREIG, M. The influence of soccer-specific fatigue on peak isokinetic torque production of the knee flexors and extensors. **The American journal of sports medicine**, v. 36, n. 7, p. 1403–1409, jul. 2008.
- GREIG, M. Concurrent changes in eccentric hamstring strength and knee joint kinematics induced by soccer-specific fatigue. **Physical Therapy in Sport**, v. 37, p. 21–26, 2019.
- GREIG, M. Intermittent Treadmill Running Induces Kinematic Compensations to Maintain Soccer Kick Foot Speed Despite No Change in Knee Extensor Strength. **Journal of applied biomechanics**, v. 34, n. 4, p. 278–283, ago. 2018.
- GREIG, M.; SIEGLER, J. C. Soccer-specific fatigue and eccentric hamstrings muscle strength. **Journal of athletic training**, v. 44, n. 2, p. 180–184, 2009.
- HAMADA, T. et al. Interaction of fibre type, potentiation and fatigue in human knee extensor muscles. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 178, n. 2, p. 165–173, 2003.
- HEWETT, T. E. et al. Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. **Journal of science and medicine in sport**, v. 11, n. 5, p. 452-9, 2008.
- JONES, R. I.; RYAN, B.; TODD, A. I. Muscle fatigue induced by a soccer match-play simulation in amateur Black South African players. **Journal of Sports Sciences**, v. 33, n. 12, p. 1305–1311, 2015.
- KANNUS, P. Isokinetic Evaluation of Muscular Performance. **International Journal of Sports Medicine**, v. 15, n. S 1, p. S11–S18, 1994.
- KOTSIS, Y. et al. Changes of rate of torque development in soccer players after a Loughborough Intermittent Shuttle Test: Effect of bovine colostrum supplementation. **Isokinetics and Exercise Science**, v. 28, n. 1, p. 59–72, 2020.

- KROSSHAUG, T. et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: Video analysis of 39 cases. **American Journal of Sports Medicine**, v. 35, n. 3, p. 359–367, 2007.
- LAI, C. C. H. et al. Eighty-three per cent of elite athletes return to preinjury sport after anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review with meta-analysis of return to sport rates, graft rupture rates and performance outcomes. **British Journal of Sports Medicine**, v. 52, n. 2, p. 128–138, 2018.
- LEHNERT, M. et al. Muscular and neuromuscular control following soccer-specific exercise in male youth: Changes in injury risk mechanisms. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 27, n. 9, p. 975–982, 2017.
- LEHNERT, M. et al. Changes in Injury Risk Mechanisms after Soccer-Specific Fatigue in Male Youth Soccer Players. **Journal of Human Kinetics**, v. 62, n. 1, p. 33–42, 2018.
- LEHNERT, M. et al. Effect of a Simulated Match on Lower Limb Neuromuscular Performance in Youth Footballers-A Two Year Longitudinal Study. **International journal of environmental research and public health**, v. 17, n. 22, nov. 2020.
- LORD, C. et al. Change in knee flexor torque after fatiguing exercise identifies previous hamstring injury in football players. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 28, n. 3, p. 1235-1243, 2018.
- MAGALHÃES, J. et al. Impact of Loughborough Intermittent Shuttle Test versus soccer match on physiological, biochemical and neuromuscular parameters. **European journal of applied physiology**, v. 108, n. 1, p. 39–48, jan. 2010.
- MARSHALL, P. W. M. et al. Hamstring muscle fatigue and central motor output during a simulated soccer match. **PloS one**, v. 9, n. 7, p. e102753, 2014.
- MATTHEWS, M. J. et al. Strength and endurance training reduces the loss of eccentric hamstring torque observed after soccer specific fatigue. **Physical Therapy in Sport**, v. 25, p. 39–46, 2017.
- MELNYK, M.; GOLLHOFER, A. Submaximal fatigue of the hamstrings impairs specific reflex components and knee stability. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 15, n. 5, p. 525–532, 2007.
- MOHR, M.; KRUSTRUP, P.; BANGSBO, J. Match performance of high-standard soccer players with special reference to development of fatigue. **Journal of Sports Sciences**, v. 21, n. 7, p. 519–528, 2003.
- NAGAHARA, R. et al. Kinematics of transition during human accelerated sprinting. **Biology open**, v. 3, n. 8, p. 689-99, 2014.
- NÉDÉLEC, M. et al. Physical performance and subjective ratings after a soccer-specific exercise simulation: Comparison of natural grass versus artificial turf.

Journal of Sports Sciences, v. 31, n. 5, p. 529–536, 2013.

NUNOME, H. et al. Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. **Medicine and science in sports and exercise** v. 34, n. 12, p. 2028-36, 2002.

PAGE, R. M.; GREIG, M. The cumulative and residual changes in eccentric knee flexor strength indices following soccer-specific treadmill running: Novel considerations of angle specific torque. **Journal of sports sciences**, v. 38, n. 16, p. 1877–1885, ago. 2020.

PAGE, R. M. et al. The cumulative and residual fatigue response associated with soccer-specific activity performed on different playing surfaces. **Journal of Sports Sciences**, v. 38, n. 5, p. 568–575, 2020.

PATTEN WYATT, M.; EDWARDS, A. M. Comparison of quadriceps and hamstring torque values during isokinetic exercise. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 3, n. 2, p. 48–56, 1981.

RAHNAMA, N. et al. Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer. **Journal of Sports Sciences**, v. 21, n. 11, p. 933–942, 2003.

REQUENA, B. et al. Functional performance, maximal strength, and power characteristics in isometric and dynamic actions of lower extremities in soccer players. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 23, n. 5, p. 1391–1401, 2009.

RHODES, D.; MCNAUGHTON, L.; GREIG, M. The temporal pattern of recovery in eccentric hamstring strength post-soccer specific fatigue. **Research in sports medicine (Print)**, v. 27, n. 3, p. 339–350, 2019.

ROBINEAU, J. et al. Neuromuscular fatigue induced by a 90-minute soccer game modeling. **Journal of strength and conditioning research**, v. 26, n. 2, p. 555–562, fev. 2012.

SILVA, J. R. et al. Neuromuscular function, hormonal and redox status and muscle damage of professional soccer players after a high-level competitive match. **European journal of applied physiology**, v. 113, n. 9, p. 2193–2201, set. 2013.

SMALL, K. Effect of Timing of Eccentric Hamstring Strengthening Exercises During Soccer Training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 23, n. 4, p. 1077–1083, 2009.

SMALL, K. et al. The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. **Journal of science and medicine in sport**, v. 13, n. 1, p. 120–125, jan. 2010.

TAYLOR, J. B. et al. Activity Demands During Multi-Directional Team Sports: A Systematic Review. **Sports Medicine**, v. 47, n. 12, p. 2533–2551, 2017.

THELEN, D. G. et al. Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 37, n. 1, p. 108–114, 2005.

THORLUND, J. B.; AAGAARD, P.; MADSEN, K. Rapid muscle force capacity changes after soccer match play. **International journal of sports medicine**, v. 30, n. 4, p. 273–278, abr. 2009.

TILLIN, N. A.; PAIN, M. T. G.; FOLLAND, J. P. Short-term training for explosive strength causes neural and mechanical adaptations. **Experimental Physiology**, v. 97, n. 5, p. 630–641, 2012.

TWIST, C.; ESTON, R. The effects of exercise-induced muscle damage on maximal intensity intermittent exercise performance. **European Journal of Applied Physiology**, v. 94, n. 5–6, p. 652–658, 2005.

WALDÉN, M. et al. Three distinct mechanisms predominate in noncontact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: A systematic video analysis of 39 cases. **British Journal of Sports Medicine**, v. 49, n. 22, p. 1452–1460, 2015.

WOODS, C. et al. The Football Association Medical Research Programme: An audit of injuries in professional football - Analysis of hamstring injuries. **British Journal of Sports Medicine**, v. 38, n. 1, p. 36–41, 2004.

ZEBIS, M. K. et al. Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. **American Journal of Sports Medicine**, v. 37, n. 10, p. 1967–1973, 2009.

ZEBIS, M. K. et al. Rapid hamstring/quadriceps force capacity in male vs. female elite soccer players. **Journal of strength and conditioning research**, v. 25, n. 7, p. 1989–93, 2011.