

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

**Filipe Veeck dos Santos Vescia**

**A razão isquiotibiais:quadríceps expressa em pico de torque e taxa de produção de torque em atletas profissionais de futebol**

Porto Alegre

2020

**Filipe Veeck dos Santos Vescia**

**A razão isquiotibiais:quadríceps expressa em pico de torque e taxa de produção de torque em atletas profissionais de futebol**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência do Movimento Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciência do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

Porto Alegre

2020

### CIP - Catalogação na Publicação

Veeck dos Santos Vescia, Filipe

A razão isquiotibiais:quadríceps expressa em pico de torque e taxa de produção de torque em atletas profissionais de futebol / Filipe Veeck dos Santos Vescia. -- 2020.

79 f.

Orientador: Ronei Silveira Pinto.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2020.

1. razão isquiotibiais: quadríceps. 2. teste isocinético. 3. fadiga. 4. futebol. 5. taxa de produção de torque. I. Silveira Pinto, Ronei, orient. II. Título.

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus que permitiu que tudo isso acontecesse, ao longo da minha vida. Por ter me dado saúde, força, família e amigos que sempre me trouxeram vontade e determinação para que eu conseguisse alcançar cada objetivo que tracei durante esse período.

Aos meus pais, Daniela Veeck e Marcio Vescia, por estarem sempre ao meu lado, dando amor e incentivo desde pequeno, para que eu estudasse e conseguisse alcançar grandes conquistas profissionais. Para além disso, proporcionem-me tudo que hoje tenho. Admiro muito vocês e sou muito grato por tudo. Amo muito vocês.

Obrigado ao meu irmão, Lucas Veeck, que desde pequeno foi um exemplo mais velho para mim nos estudos, bem como exemplo de atuação profissional.

Obrigado a meus familiares Elizabeth Veeck, Rosalie Wetphalen, João Paulo dos Santos, Gustavo Veeck, Sylvia Veeck, Thyago Veeck, Raphael Veeck, Matheus Veeck, Bernardo Veeck, Breno Veeck, Adriana Vescia, Murilo Vescia, Miguel Vescia, Manoel Vescia e Gabriela Vescia, que nos momentos de minha ausência dedicados ao estudo e trabalho, sempre fizeram entender que o futuro é feito a partir da constante dedicação no presente. Não poderia deixar de lembrar dos meus avôs Walter e João Nelson Vescia, que hoje estão lá no céu, mas com certeza iluminando cada um de nós. Amo todos vocês.

Meu sincero agradecimento a minha grande amiga Bruna Zanella Ghinzelli, que fez parte desde o início da minha formação e sempre me apoiou, fazendo parte de grandes conquistas ao meu lado, e que com certeza continua presente na minha vida.

Meus agradecimentos aos irmãos que a vida me deu, e permaneceram ao meu lado, mesmo nos momentos turbulentos. Rafael Grazioli e Jeferson Ramos, com certeza compartilharam, e compartilham boa parte dos melhores momentos que vivi e vivo. Além disso, agradeço em especial aos meus grandes amigos que fiz ao longo da minha vida educacional e profissional, compartilhando grandes momentos: Felipe Tres, Lucas Boaz, Lucas Vieira, Ramom Flores, Vinicius Cardoso, Renata Lang, Bernardo Fleck, Artur Sigallis, Pedro Lopez, Martinho Inácio, Everton Vanoni, Gabriel de Oliveira, José Rafael e Marcelo Dorneles.

Meus mentores foram de muita importância nessa caminhada. Meu orientador Ronei Silveira Pinto, foi muito mais que um orientador, um grande amigo que sempre buscou orientar para além de minha formação acadêmica. Além de ser uma referência que sigo para mim, ensinou-me e me ensina até hoje o que é ciência, colaborando com minha trajetória até então. Agradeço também a meu tio Alberto Reppold Filho, apesar de não ter tido aula contigo, fostes uma das pessoas da Educação Física que me incentivou e motivou a buscar horizontes maiores. Meus sinceros agradecimentos também a Carlos Leonardo Machado, Clarissa Brusco, Pedro Lopez e Rafael Grazoli, que desde minha entrada no Grupo de Pesquisa em Treinamento de Força, ensinaram-me cada detalhe na pesquisa. Além disso, agradeço aos professores Eduardo Luso Cadore, Giovani Cunha e Fabiano Bossle que marcaram minha trajetória educacional e me motivaram na formação em Educação Física. Agradeço a todos os professores que já tive, por me proporcionarem o conhecimento, por tanto que se dedicaram a mim, não somente por terem me ensinado, mas por terem me feito aprender.

Agradeço a Universidade Federal do Rio Grande do Sul, pela oportunidade de cursar o Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, além da graduação em Educação Física em Licenciatura e Bacharelado. A esta universidade, seu corpo docente, direção e administração que oportunizaram a janela que hoje vislumbro um horizonte superior, meu muito obrigado.

Ao Esporte Clube São José e todo o corpo de funcionários e atletas presentes, e que já tive contato no clube, agradeço por me proporcionarem grandes momentos e auxiliarem na minha formação profissional.

Não poderia deixar de citar familiares, amigos e colegas de grupo de pesquisa que estiveram próximos da minha construção como pessoa: Jaqueline Ghinzelli, Valter Ghinzelli, Emilio Ghinzelli, Nélio Azeredo, Rafael Mello, Eduardo Boaz, Isadora Camboim, Carol Fortunato, Flavia Ávila, Felipe Xavier, Paola Reis, Felipe Ribeiro, Juliano Marques, Braian Gonçalves, Thiago Elias, Luis Alberto Rocha, Gabriel Rocha, Rodrigo Santos, Rafael Porto, João Friedrich, Evandro Carlos, Gabriela Martini, Giovani Souza, Jean Neujahr, João Henkin, Juliana Lopes, Mauricio Pechina, Rodrigo Neske, Régis Radaelli, Rogério Bonorio e Luis Carlos Rodrigues.

A todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, o meu mais sincero agradecimento!

*“Na vida nada é impossível. É só lutar dia a dia pelos seus sonhos”.*

*(Cristiano Ronaldo)*

## RESUMO

Controvérsias têm sido relatadas recentemente na literatura sobre o uso da razão isquiotibiais: quadríceps (I:Q), baseada no pico de torque (PT), como uma abordagem para prever o risco de lesões em membros inferiores. Por outro lado, esses estudos desconsideraram o efeito da fadiga muscular na razão I:Q. Além disso, o PT é alcançado em  $\geq 300$  ms, enquanto as ações relacionadas ao futebol são  $< 200$  ms. Nesse sentido, a taxa de produção de torque (TPT), que é derivada das inclinações da curva torque-tempo durante as contrações explosivas, poderia ser mais ecológica. Porém, estudos que avaliaram a razão I:Q pelo PT e TPT com e sem a presença de fadiga têm relatado divergências nos métodos de avaliação. Assim, o objetivo deste estudo foi (i) avaliar a extensão e flexão do joelho por PT e TPT, bem como suas razões I:Q antes e depois de um protocolo de fadiga isocinética (ou seja, 30 repetições a  $300^\circ\text{s}^{-1}$ ), avaliado em  $30^\circ$  e  $70^\circ$ ; (ii) examinar as correlações entre as mudanças na razão I:Q pelo PT e TPT, bem como o PT e TPT para extensão e flexão do joelho após o protocolo de fadiga, avaliado em  $30^\circ$  e  $70^\circ$ . Trinta e quatro jogadores profissionais de futebol (idade  $25,5 \pm 4,3$  anos; altura  $179,5 \pm 8,5$  cm; massa corporal  $78,5 \pm 10,2$  kg) de clubes sul-brasileiros realizaram uma contração isométrica máxima de extensão e flexão de joelho a  $30^\circ$  e  $70^\circ$  de flexão de joelho, antes e depois de um protocolo de fadiga usando um dinamômetro isocinético para obter PT e TPT. Ao final do protocolo de fadiga, o torque de extensão do joelho foi reduzido em  $45,2$  N·m (IC 95%:  $-50,5$  a  $-40,0$ ) e o torque de flexão do joelho foi reduzido em  $30,7$  N·m (IC 95%:  $-36,5$  a  $-24,9$ ). Não houve diferença significativa nas mudanças de extensão do joelho em comparação à flexão do joelho durante o protocolo de fadiga. Diminuições significativas induzidas por fadiga na extensão e flexão do joelho PT, TPT<sub>0-50</sub> e TPT<sub>100-200</sub> a  $30^\circ$  e  $70^\circ$  ocorreram, enquanto as razões I:Q pelo PT, TPT<sub>0-50</sub> e TPT<sub>100-200</sub> não foram significativamente afetados pelo protocolo de fadiga isocinética. Esses resultados mostraram que as razões I:Q pelo PT, TPT<sub>0-50</sub> e TPT<sub>100-200</sub> são afetados de forma diferente pelo ângulo de avaliação, mas não pela fadiga, porque a extensão e a flexão do joelho mostraram uma redução semelhante após o protocolo de fadiga isocinética. Finalmente, nenhuma correlação foi observada entre as mudanças na razão I:Q pelo PT e TPT<sub>0-50</sub> em  $30^\circ$  e  $70^\circ$ . Dessa forma, a fadiga induzida pelo dinamômetro isocinético afeta de forma diferenciada o desequilíbrio da força muscular dependendo da variável neuromuscular escolhida.

**Palavras chave:** razão isquiotibiais; quadríceps; teste isocinético; fadiga; futebol; taxa de produção de torque.

## ABSTRACT

Controversies have been recently reported in the literature on the use of the hamstring-to-quadriceps ratio (H:Q), based on peak torque (PT), as an approach to predict the risk of lower-limb injuries. Conversely, these studies disregarding the effect of muscle fatigue in the H:Q. In addition, PT is reached at  $\geq 300$  ms, while soccer-related actions  $< 200$  ms. In this sense, the rate of torque development (RTD), which is derived from torque-time curve slopes during explosive contractions, could be more ecological. However, studies evaluating the H:Q by PT and RTD with and without the presence of fatigue have been reported divergences in the evaluation methods. Thus, the purpose of this study was to (i) test the knee extension and flexion by PT and RTD, as well as their H:Q before and after an isokinetic fatigue protocol (i.e., 30 repetitions at  $300^\circ\text{s}^{-1}$ ), evaluated at  $30^\circ$  and  $70^\circ$ ; (ii) examine the correlations between changes in PT H:Q and RTD H:Q, as well as the PT and RTD for knee extension and flexion after the fatigue protocol, assessed at  $30^\circ$  and  $70^\circ$ . Thirty-four professional football players (age  $25.5 \pm 4.3$  years; height  $179.5 \pm 8.5$  cm; body mass  $78.5 \pm 10.2$  kg) from South Brazilian clubs performed a maximum isometric contraction of knee extension and flexion at  $30^\circ$  and  $70^\circ$  of knee flexion, before and after a fatigue protocol using an isokinetic dynamometer to obtain PT and RTD. By the end of the fatigue protocol, knee extension torque was reduced by 45.2 N.m (95% CI: -50.5 to -40.0) and knee flexion torque was reduced by 30.7 N.m (95% CI: -36.5 to -24.9). There was no significance difference in changes of knee extension compared to knee flexion during the fatigue protocol. Significant fatigue-induced decreases in knee extension and flexion PT, RTD<sub>0-50</sub> and RTD<sub>100-200</sub> at  $30^\circ$  and  $70^\circ$  occurred, whilst PT, RTD<sub>0-50</sub> and RTD<sub>100-200</sub> H:Q were not significantly affected by the isokinetic fatigue protocol. These results showed that PT, RTD<sub>0-50</sub> and RTD<sub>100-200</sub> H:Q are differently affected by angle of evaluation, but not fatigue, because knee extension and flexion showed a similar reduction after isokinetic fatigue protocol. Finally, no correlations were observed between changes in PT and RTD<sub>0-50</sub> H:Q at  $30^\circ$  and  $70^\circ$ . Thus, the fatigue induced by isokinetic dynamometer differently affects the muscle strength imbalance depending on the chosen neuromuscular variable.

**Keywords:** hamstring-to-quadriceps ratio; isokinetic test; fatigue; soccer; rate of torque developed.



## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	9
2. OBJETIVOS .....	12
2.1. OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	12
3. REVISÃO DE LITERATURA .....	12
3.1. DEMANDAS FÍSICAS NO FUTEBOL.....	12
3.2. INCIDÊNCIA DE LESÕES NO FUTEBOL.....	14
3.2.1. Lesão de Isquiotibiais e Ligamento Cruzado Anterior .....	15
3.2.2. Impacto das Lesões no Futebol .....	18
3.3. <i>SCREENING</i> PARA IDENTIFICAÇÃO DO RISCO DE LESÃO .....	18
3.3.1. Razões de Força Muscular .....	18
3.3.2. Taxa de produção de torque .....	20
4. REFERÊNCIAS .....	22
6. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	34
7. ANEXOS E APÊNDICES.....	35
APÊNDICE 1 – ANAMNESE .....	35
APÊNDICE 2 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO .....	43

## 1. INTRODUÇÃO

As lesões em geral têm influência considerável no desempenho de atletas profissionais de futebol. Nos últimos anos, vários estudos avaliaram a incidência de lesões em jogadores de futebol e tem sido observado que a lesão muscular é um dos principais problemas, sendo a lesão de isquiotibiais (LI) a mais comum, representando de 12 a 16% de todas as lesões (Ekstrand et al., 2011, 2016; Arden et al., 2015; Green et al., 2020). Apesar de não apresentar uma alta incidência de lesão quanto LI (~3%) (Montalvo et al., 2018), a lesão de ligamento cruzado anterior (LCA) possui um alto grau de severidade aos atletas, resultando em um significativo período de afastamento do esporte (i.e., 9 a 12 meses) (Walden et al., 2013; Larruskain et al., 2017; Bencke et al., 2018; Montalvo et al., 2018). Este período de afastamento tem influência considerável na organização e desempenho da equipe (Eirale et al., 2013; Hägglund et al., 2013), bem como um prejuízo financeiro maior ao clube, uma vez que um jogador de elite pode custar U\$ 500.000 a U\$ 600.000 por mês na recuperação da lesão (Ekstrand, 2013). Nesse contexto, se fazem importantes estratégias de identificação e prevenção do risco de lesão no futebol.

As lesões ocorrem em situações rápidas do jogo (Chumanov et al., 2011; Orchard, 2012), com alta exigência de ativação muscular em curtos intervalos de tempo (Besier et al., 2003; Zebis et al., 2009). A LI geralmente ocorre na postura inicial do *sprint*, ou fase final de balanço do *sprint* (i.e., em até 250 ms), devido à grande tensão e rápida sobrecarga excêntrica colocada nos isquiotibiais em comprimentos musculares mais longos (Chumanov et al., 2011; Schache et al., 2012; Correia et al., 2020). A lesão de LCA geralmente ocorre em tempos ainda mais reduzidos (i.e., entre 17 a 50 ms após o contato inicial do pé com o solo), em uma aterrissagem ou mudança brusca de direção, quando o joelho está próximo de sua extensão total (Krosshaug et al., 2007; Shimokoshi et al., 2008; Zebis et al., 2011; Jordan et al., 2015; Johnston et al., 2018). Além disso, as lesões são mais facilmente observadas na presença de fadiga. Nesta lógica, a maior ocorrência de LI é geralmente no final de cada tempo de jogo (Ekstrand et al., 2011), bem como têm sido observadas alterações em marcadores de risco para LCA após um protocolo de fadiga nos isquiotibiais (Melnik and Gollhofer, 2007; Behrens et al., 2013).

O desequilíbrio na produção de força desenvolvida por músculos extensores e flexores de joelho tem sido identificado como um potencial fator de risco para predisposição dessas lesões (Croisier et al, 2008; McCall et al., 2014; Dauty et al., 2016). A razão de força muscular isquiotibiais:quadríceps (I:Q) obtida em dinamômetro

isocinético vem sendo utilizada para destacar o papel da co-ativação dos isquiotibiais, e do sinergismo dos isquiotibiais-LCA na desaceleração da translação e rotação anterior da tibia em relação ao fêmur (Solomonow et al., 1987; Yasuda and Sasaki, 1987; Baratta et al., 1988). Acredita-se que a razão I:Q fornece informações acerca da estabilidade articular e função neuromuscular (Minozzo et al., 2018; Ruas et al., 2019), embora na literatura recente venham sendo referidas controvérsias sobre a capacidade de predição de lesões baseada em razões I:Q através de variáveis de força máxima (van Dyk et al., 2016; 2017; Dauty et al., 2018; Green et al., 2017; 2020).

A maioria dos estudos que observam a razão I:Q com baixo poder de predição do risco de lesão, analisaram a razão I:Q a partir dos valores de torque de extensores e flexores de joelho derivados de contrações concêntricas em velocidade angular lenta (i.e.,  $60^{\circ}\text{s}^{-1}$ ), mas também utilizando combinação de contrações e velocidades (i.e., excêntrico: concêntrico em  $30^{\circ}\text{s}^{-1}$  e  $240^{\circ}\text{s}^{-1}$ ;  $60^{\circ}\text{s}^{-1}$  e  $300^{\circ}\text{s}^{-1}$ ) (van Dyk et al., 2016; 2017; Dauty et al., 2018; Green et al., 2017; 2020; Baroni et al., 2020; Shalaj et al., 2020). Entretanto, as medidas utilizadas nesses estudos para o cálculo da razão baseiam-se no pico de torque (PT), uma medida relacionada à força muscular máxima, que ocorre em períodos superiores a 300 ms, e possivelmente distante das ações explosivas e/ou rápidas que ocorrem em uma partida de futebol (Zebis et al., 2011), e no momento em que geralmente ocorrem as lesões (Krosshaug et al., 2007; Schache et al., 2012; Correia et al., 2020). Além disso, a fadiga muscular desenvolvida durante uma partida (Woods et al., 2004; McCall et al., 2015) não tem sido considerada nos protocolos de avaliação desses estudos. Pinto e colaboradores (2017) examinaram a influência da fadiga na razão I:Q por PT, e observaram uma redução significativa na razão I:Q após um protocolo de fadiga em dinamômetro isocinético. Portanto, parece que avaliações alternativas são necessárias (e.g., sob condição de fadiga), e a razão I:Q precisa ser avaliada em diferentes parâmetros neuromusculares, para além do PT, visando determinar um potencial poder de predição do risco de lesão.

Um fator considerado fisiologicamente importante para o sucesso do desempenho esportivo é a taxa de produção de torque (TPT), uma medida de força explosiva (Andersen et al., 2010). Para atingir o PT em uma contração, são necessários  $\geq 300$  ms, enquanto que em um *sprint*, chute e salto, ações desenvolvidas durante o jogo, necessitam de 80-120 ms, 80 ms e 180-220 ms, respectivamente (Andersen and Aagaard, 2006; Andersen et al., 2010). Nesse sentido, a TPT é funcionalmente mais importante para situações em que o tempo para desenvolver força é limitado (Tillin et al., 2012). A TPT é derivada da inclinação da curva torque-tempo de uma contração explosiva, sendo recomendada a

avaliação em condição isométrica para reduzir a influência das mudanças no ângulo articular e velocidade angular (Maffiuletti et al., 2016). Ela pode ser analisada em intervalos específicos (e.g., 0-50, 0-250 ms) (Aagaard, 2002), estando mais intimamente relacionada às demandas do futebol, bem como mais associada ao período em que geralmente ocorrem as lesões (i.e., 17-50 ms) (Krosshaug et al., 2007). Além disso, quando comparada ao PT, a TPT reduziu significativamente em intervalos iniciais (i.e., 0-50 ms) em resposta à fadiga neuromuscular (Buckthorpe et al., 2014). Sendo assim, a TPT parece ser uma alternativa válida para análise do cálculo da razão I:Q, mais do que o PT.

Zebis e colaboradores (2011) foram os primeiros a comparar as razões I:Q por PT e TPT em atletas de futebol, demonstrando que a razão I:Q por TPT de 0-50 ms foi menor que a razão I:Q por PT. Da mesma forma, Grazioli e colaboradores (2019) encontraram um decréscimo significativo apenas para razão calculada pela TPT de 0-50 ms (i.e., ~24%), assim como para TPT de 0-50 ms de flexores de joelho após uma partida de futebol. Por outro lado, Thourland e colaboradores (2009) encontraram uma diminuição para PT e TPT em extensores e flexores de joelho, também em condições de fadiga. Entretanto, são notáveis as diferenças entre os estudos nos métodos utilizados para obtenção dos valores de PT e TPT para o cálculo da razão I:Q. A maioria dos estudos (Thourland et al., 2009; Zebis et al., 2011) avaliaram em ângulo de 60-70° de flexão de joelho (i.e., ângulo considerado de vantagem mecânica para produção de força de extensores de joelho) (Aagaard et al., 1998; Correa et al., 2011), pois essa angulação seria mais apropriada em termos logísticos para avaliação de extensores e flexores de joelho ambos em um mesmo ângulo (Krishnan and Williams, 2014). Por outro lado, Grazioli e colaboradores (2019) propuseram avaliar em ângulo de 30°, que além de ser o ângulo de vantagem para produção de força de flexores de joelho, assume-se que as lesões ocorrem em um comprimento muscular mais longo (Withrow et al., 2006; Orchard, 2012; Guex & Millet, 2013; De Vos et al., 2014; Timmins et al., 2016; Johnston et al., 2018; Correia et al., 2020). Essa divergência de métodos pode ser um tanto problemática devido à diferença da produção de força dos diferentes músculos nos ângulos distintos. Além disso, ainda não está claro se a escolha do ângulo de teste (e.g., 30° ou 70°) influencia no cálculo da razão I:Q, bem como se a fadiga afeta os valores de PT e TPT em cada ângulo. A partir deste racional estabelecido, o presente estudo terá o objetivo a seguir.

## 2. OBJETIVOS

Avaliar a razão isquiotibiais:quadríceps por pico de torque e taxa de produção de torque medida em 30° e 70° de flexão de joelho (0° = joelho em extensão total) antes e depois de um protocolo de fadiga em jogadores profissionais de futebol.

### 2.1. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar a resposta das razões isquiotibiais:quadríceps por pico de torque antes e depois de um protocolo de fadiga em 30° e 70° de flexão de joelho;
- Comparar a resposta das razões isquiotibiais:quadríceps por taxa de produção de torque antes e depois de um protocolo de fadiga em 30° e 70° de flexão de joelho;
- Comparar os valores de pico de torque de músculos extensores e flexores de joelho antes e depois de um protocolo de fadiga em 30° e 70° de flexão de joelho;
- Comparar os valores da taxa de produção de torque de músculos extensores e flexores de joelho antes e depois de um protocolo de fadiga em 30° e 70° de flexão de joelho;
- Comparar as mudanças dos flexores e extensores de joelho baseado no pico de torque e taxa de produção de torque após um protocolo de fadiga em 30° e 70° de flexão de joelho.
- Correlacionar as mudanças das razões isquiotibiais:quadríceps baseado no pico de torque e taxa de produção de torque após um protocolo de fadiga em 30° e 70° de flexão de joelho;
- Correlacionar as mudanças dos extensores de joelho baseado no pico de torque e taxa de produção de torque após um protocolo de fadiga em 30° e 70° de flexão de joelho;
- Correlacionar as mudanças dos flexores de joelho baseado no pico de torque e taxa de produção de torque após um protocolo de fadiga em 30° e 70° de flexão de joelho.

## 3. REVISÃO DE LITERATURA

Com o intuito de melhor entender como ocorre o processo de *screening* e identificação do risco de lesões, faz-se necessário, conhecer as demandas e incidência de lesões no futebol.

### 3.1. DEMANDAS FÍSICAS NO FUTEBOL

O futebol é caracterizado como um esporte de ações que demandam elevados níveis de força rápida e potência muscular de membros inferiores, as quais são manifestadas através de momentos de aceleração e desaceleração, trocas de direção, saltos, chutes e *sprints* (Taylor et al., 2017; Hammammi et al., 2018). O futebol é um esporte acíclico e

intermitente com variações de intensidade. O que predomina no jogo são atividades de baixa intensidade (e.g. andar, trotar e corrida de baixa intensidade) (Bangsbo et al., 2006). Em média, atletas de futebol profissional percorrem cerca de 9.000 a 12.000 metros durante uma partida (Taylor et al., 2017). Entretanto, as ações de alta intensidade são capazes de definir uma partida (e.g., *sprint*, em uma disputa individual; chute, para finalizar ao gol).

Ao longo dos anos, a intensidade de uma partida de futebol tem aumentado (Coppalle et al., 2019). Recentemente, Barnes e colaboradores (2014) mostraram que corridas de alta intensidade e distâncias de *sprints* aumentaram em 30 a 35%, e pode estar atribuída a mais curtas, porém mais frequentes ações durante a partida, enquanto não houve variação da distância percorrida durante o jogo. Um jogador profissional de futebol realiza em média de 69 a 168 corridas de alta intensidade (5.1 a 18.2% do total da distância percorrida no jogo) e de 7 a 61 *sprints* (4 a 12.3% do total da distância percorrida no jogo) (Taylor et al., 2017). Além disso, Barnes e colaboradores (2014) mostraram que a velocidade máxima aumentou significativamente ao longo de sete temporadas. O número total de acelerações varia de 52 a 100 durante uma partida. Entretanto, desacelerações de alta intensidade ocorrem em maior proporção que acelerações de alta intensidade, 16 a 32 por jogo vs. 4.8 a 8 por jogo, respectivamente (Taylor et al., 2017). Neste sentido, nota-se que a velocidade de jogo do futebol aumentou, bem como as transições ofensivas/defensivas devido à rápida troca de passes entre a equipe (Barnes et al., 2014). Além disso, Bloomfield e colaboradores (2007) mostraram que jogadores de futebol realizam cerca de 300 trocas de direção em ângulo de 90°, e de 45 a 49 trocas de direção em ângulo de 90 a 180° durante uma partida.

O aumento das ações de alta intensidade no jogo está associado a um decréscimo no desempenho neuromuscular (fadiga aguda) (e.g., capacidade de produção de força muscular) (McCall et al., 2015). Estudos recentes avaliaram o desempenho neuromuscular de atletas profissionais após uma partida de futebol e identificaram uma redução significativa na capacidade de produzir força explosiva (Thourland et al., 2009; Grazioli et al., 2019). Neste sentido, o aumento da intensidade do jogo pode estar associado a uma maior exposição ao risco de lesão (Ekstrand, 2013; Barnes et al., 2014), visto que os atletas atingem maiores velocidades máximas e produzem mais ações curtas de caráter explosivo com concomitantes mudanças de direção, necessitando-se de níveis mais elevados de aptidão física para suportar essas demandas ao longo de uma partida (Coppalle et al., 2019).

### 3.2. INCIDÊNCIA DE LESÕES NO FUTEBOL

As lesões em geral têm uma influência considerável no desempenho de atletas profissionais de futebol. Os dados mostram que um time de futebol profissional pode esperar cerca de 50 lesões causando perda de tempo a cada temporada, igualando duas lesões por jogador (Ekstrand, 2013). Nos últimos anos, vários estudos avaliaram a incidência de lesões em jogadores de futebol e tem sido observado que a maioria das lesões envolvem os membros inferiores, sendo o joelho uma articulação de grande vulnerabilidade (Zebis et al., 2011; Walden et al., 2013; Montalvo et al., 2018; Bencke, et al., 2018; Roth and Osbahr, 2018), bem como a musculatura posterior da coxa (isquiotibiais) (Croisier et al., 2008; Greig et al., 2009; Ekstrand et al., 2011;2016; Arden et al., 2015). Os isquiotibiais e o LCA estão mais susceptíveis à lesão e sua incidência vem aumentando ano após ano (e.g., LI cerca de 4% ao ano e lesão de LCA cerca de 6% ao ano) (van Dyk et al., 2017; Rekik et al., 2018), bem como a probabilidade de o atleta sofrer uma nova lesão (Ekstrand et al., 2011; Green et al., 2020).

A lesão muscular é um dos maiores problemas identificados, representando cerca de 20-37% de todo tempo perdido de lesão no futebol (Ekstrand et al., 2011). Em 3 estudos de coorte constituídos por 51 equipes do alto nível do futebol europeu, Ekstrand e colaboradores (2011) identificaram um total de 2.908 lesões musculares, constituindo 31% de um total do número de lesões: 92% das lesões afetaram os membros inferiores, sendo que a LI é a mais comum (37%), seguida de adutores (23%), quadríceps (19%) e panturrilha (13%) (Ekstrand et al., 2011). Além disso, estima-se que até 17.6% das lesões relacionadas ao futebol que se apresentam na sala de emergência do hospital envolvem o joelho (Roth and Osbahr, 2018). O rompimento do LCA representa cerca de 40% das lesões de joelho (Erickson et al., 2013; Montalvo et al., 2018). Em contraste à LI, uma lesão de LCA tem menores taxas de incidência durante uma temporada (~3%) (Montalvo et al., 2018), entretanto ela representa um potencial maior de severidade, pois gera um grande período de afastamento da prática esportiva, que muitas vezes requer entre 9 a 12 meses de reabilitação (Opar and Serpell, 2014; Rekik et al., 2018). Sendo assim, LI e lesão de LCA são consideradas prejudiciais e de risco para o sucesso de clubes e atletas, tornando-as alvos importantes para estratégias de identificação e programas de prevenção (Opar and Serpell, 2014).

### 3.2.1. Lesão de Isquiotibiais e Ligamento Cruzado Anterior

A LI é reportada como a mais comum, representando de 12 a 16% de todas as lesões no futebol profissional (Ekstrand et al., 2011; van Beijsterveldt et al., 2013; Dauty et al., 2017; Lord et al., 2018). Além disso, a LI é a lesão muscular que afasta o atleta por mais tempo de treinos e jogos (Lord et al., 2018), representando cerca de 37 a 47% de todas as lesões musculares (Ekstrand et al., 2011; van Beijsterveldt et al., 2013; Timmins et al., 2015), podendo afastar o atleta por um período de até 90 dias (van Beijsterveldt et al., 2013).

Os principais fatores de risco para lesão são apontados como idade, aumentando o risco em 7% para cada ano aumentado (van Dyk et al., 2017; Green et al., 2020), e a lesão prévia de isquiotibiais e LCA (van Dyk et al., 2016; Toohey et al., 2017; Green et al., 2020), sendo de 14 a 63% de chance de ter uma nova LI em até 2 anos (De Visser et al., 2012). Além disso, Timmins e colaboradores (2015) observaram em uma coorte com 152 atletas profissionais de elite, que dos 27 atletas lesionados, 8 sofreram uma nova lesão. Além disso, mesmo com baixo poder de previsibilidade para um risco futuro de lesão (Green et al., 2020), flexibilidade (Mendiguchia et al., 2012), aspectos neuromusculares, como menor equilíbrio na produção de força muscular entre grupos musculares agonistas e antagonistas (i.e., razões I:Q) (Croisier et al., 2008; Dauty et al., 2016), maiores diferenças contralaterais de força e potência muscular (i.e., > 15% déficit contralateral) (Bourne et al., 2015), baixos níveis de força excêntrica de isquiotibiais (i.e., < 137 N no exercício nórdico aumenta em até 11 vezes o risco de lesão) (Timmins et al., 2015), e a fadiga estão associados ao maior risco de lesão em atletas (Woods et al., 2004; Ekstrand et al., 2011; Whittaker et al., 2017; Lord et al., 2018).

A fadiga muscular é definida como um declínio no desempenho neuromuscular associado com atividade muscular, absorção de energia e sinais de dano muscular (Mair et al., 1996; Bengtsson et al., 2017). Quando há uma alta carga imposta sobre o músculo, é necessária uma maior absorção de energia para suportar e não estar suscetível ao estiramento. Sob condição de fadiga, a capacidade de ativação muscular é reduzida, diminuindo a capacidade de absorção de energia do músculo (Mair et al., 1996). Além disso, quando comparado ao quadríceps, sabe-se que os isquiotibiais possuem uma alta taxa de fibras esqueléticas do tipo II (Garret et al., 1984), e estas possuem menor resistência a fadiga (Hamada et al., 2003). Neste sentido, Ekstrand e colaboradores (2011) apontam que as LI costumam ocorrer ao final de cada tempo. Além disso, Dupont e colaboradores (2010) e Bengtsson e colaboradores (2013) mostraram uma maior incidência de lesão para



atletas que jogavam duas partidas na semana em comparação aos que jogavam apenas uma, visto que havia um maior acúmulo de fadiga muscular associado a um menor período de recuperação entre as partidas.

A LI é uma lesão que ocorre frequentemente sem a presença do contato físico (Woods et al., 2004), e em situações rápidas de jogo, em que ocorre a ação potente de extensão de joelho, as quais solicita a ação excêntrica dos isquiotibiais para desacelerar a perna na fase final de balanço de *sprint* (i.e., ocorre em um período de tempo menor que 250 ms) (Correia et al., 2020). A repetição de contrações excêntricas, como é o caso durante repetidos *sprints* em uma partida de futebol, tem o potencial de induzir dano nas estruturas musculares (Wood, Morgan and Proske, 1993; Thelen et al., 2005). Além disso, o pico de força na estrutura músculo-tendão é alcançado na fase final de balanço de *sprint* (Schache et al., 2012). Durante esta fase, a combinação de flexão do quadril e extensão do joelho induz uma tensão de alongamento substancial nos isquiotibiais (Schache et al., 2012), tornando-se importante a capacidade de ativar rapidamente os isquiotibiais em relação ao quadríceps, encontrando-se estes em um comprimento mais alongado (Thelen et al., 2005; Heiderscheit et al., 2005). A LI também ocorre tipicamente durante a aceleração ou desaceleração rápida, uma rápida mudança de direção, assim como durante a corrida de velocidade máxima ou durante o salto (van Beijsterveldt et al., 2013; Kellis, 2018; Kenneally et al., 2019). Devido ao ciclo de alongamento e encurtamento pode ser gerado um estresse de alongamento na junção músculo-tendão e/ou tendão, tornando essas estruturas mais suscetíveis ao estiramento (Guex & Millet, 2013; Kellis, 2018).

Assim como LI, a lesão de LCA geralmente ocorre em condições de não contato (Shimokoshi et al., 2008; Johnston et al., 2018). O risco para lesão é aumentado em esportes que envolvem altas velocidades e uma alta carga externa imposta nos membros inferiores em um ambiente que gera imprevisibilidade (Jordan et al., 2015). A lesão de LCA geralmente ocorre em tempos reduzidos (i.e., entre 17 a 50 ms após o contato inicial do pé com o solo), em uma aterrissagem ou mudança brusca de direção, quando o joelho está próximo de sua extensão total (Krosshaug et al., 2007; Shimokoshi et al., 2008; Zebis et al., 2011; Jordan et al., 2015; Johnston et al., 2018). Estudos estimaram, em homens, que as lesões ocorreram após o contato do pé no solo, com o joelho flexionado em um ângulo próximo de 18° (Krosshaug et al., 2007). Entretanto, os verdadeiros ângulos de flexão de joelho podem ser até duas vezes maiores que as estimativas visuais (Krosshaug et al., 2007). O estudo de Withrow e colaboradores (2006) analisou em cadáveres, que o rompimento do LCA foi relatado como sendo proporcional ao aumento da força de

quadríceps, com a deformação máxima ocorrendo próximo ao ângulo de 30°. Além disso, assim como ocorre na LI, a fadiga muscular pode desempenhar um papel determinante, uma vez que as lesões de LCA são mais observadas entre os 70 e 90 minutos de jogo (Hawkins and Fuller, 1998). O estudo de Melnyk and Gollhofer (2007) demonstrou que a fadiga dos isquiotibiais foi efetivamente associada a uma perda mecânica da estabilidade do joelho. Ainda neste sentido, Behrnes e colaboradores (2013) encontraram uma diminuição da função neuromuscular induzida por um protocolo de fadiga com um aumento correspondente na translação anterior da tibia. Essa diminuição na estabilidade da articulação pode explicar, pelo menos em parte, um maior risco de lesão de LCA, especialmente em músculos mais fadigados.

Um dos possíveis mecanismos causadores da lesão de LCA é a força excessiva de contração do quadríceps perto da extensão completa do joelho, podendo aumentar a sobrecarga no LCA (Besier et al., 2003; Shimokochi et al., 2008; Zebis et al., 2009). Além disso, uma outra possível causa da lesão de LCA pode ser a carga de valgo em combinação com a rotação externa ou interna do joelho. A hipótese de rotação interna é apoiada por estudos em cadáveres, nos quais foi mostrado que a rotação interna aumenta a tensão no LCA, especialmente em menores ângulos de flexão de joelho (i.e., próximos, da extensão total do joelho) (Olsen et al., 2004).

A ativação simultânea dos músculos isquiotibiais e quadríceps parece ter um papel importante na prevenção das lesões anteriormente citadas. Estudos com eletromiografia mostraram que quando são executadas ações com troca de direção (i.e., cortes laterais), houve um aumento significativo na atividade muscular de quadríceps e isquiotibiais, bem como a sobrecarga na articulação do joelho (Besier et al., 2003; Zebis et al., 2009). Sendo assim, as lesões de LCA sem contato e LI são mais facilmente observadas quando a habilidade de ativar rapidamente os isquiotibiais em relação ao quadríceps é reduzida (Besier et al., 2003; Zebis et al., 2009). A atividade reduzida dos isquiotibiais em relação ao quadríceps é susceptível de reduzir o ângulo de flexão do joelho, portanto, maior força de reação do solo passará através da articulação do joelho, e a força de contração do quadríceps durante a extensão do joelho produz substancial força de cisalhamento que favorece a translação e rotação anterior da tibia em relação ao fêmur em ângulos articulares mais estendidos (Solomonow et al., 1987; Yasuda and Sasaki, 1987; Baratta et al., 1988; Krosshaug et al., 2007; Shimokochi et al., 2008; Opar and Serpell, 2014). Essa força de cisalhamento pode ser freada pelo LCA e pela força de co-ativação dos isquiotibiais (Krosshaug et al., 2007; Opar and Serpell, 2014). Neste sentido, baixos níveis de força e/

ou capacidade de ativação rápida dos isquiotibiais relativamente ao quadríceps (i.e., desequilíbrio articular) pode aumentar o risco de lesão dos isquiotibiais (Coombs and Garbutt, 2002; Guex and Millet, 2013), bem como, pode levar ao alongamento do LCA e um potencial risco de lesão (Coombs and Garbutt, 2002; Opar and Serpell, 2014).

### **3.2.2. Impacto das Lesões no Futebol**

A lesão muscular é um dos maiores problemas que afetam jogadores de futebol e é reportada por representar de 20-37% do tempo afastado dos campos (Ekstrand et al., 2011). Além disso, mais de 50% das lesões que acometem a articulação do joelho afasta os atletas por um período maior que 28 dias (Jordan et al., 2015). Este período em que os atletas permanecem fora de treinamentos e jogos acaba prejudicando o atleta e o clube, seja por questões financeiras, uma vez que um jogador de elite pode custar U\$ 500.000 a U\$ 600.000 por mês na recuperação da lesão (Ekstrand, 2013; Liporaci et al., 2018), seja pelo desempenho negativo dos clubes em competições (Eirale et al., 2013; Hägglund et al., 2013). Neste sentido, a diminuição da exposição ao risco de lesão, permite que menos atletas estejam afastados dos jogos e treinamentos, possibilitando maiores opções técnicas e táticas para a comissão técnica e, como consequência, a equipe que estará em campo será formada pelos melhores jogadores, aumentando a chance de vencer partidas e competições (Ekstrand, 2016).

## **3.3. SCREENING PARA IDENTIFICAÇÃO DO RISCO DE LESÃO**

O desequilíbrio na produção de força desenvolvida por músculos extensores e flexores de joelho tem sido identificado como um potencial fator para predisposição de LI, assim como da lesão de LCA (Coombs and Garbutt, 2002; Sangnier S, Tourny-Chollet C, 2007). Tradicionalmente, utiliza-se a razão de força I:Q baseada em valores de PT durante uma contração voluntária máxima para descrever a função neuromuscular e o potencial de estabilização da articulação do joelho (Zebis et al., 2011; Minozzo et al., 2018), e riscos de lesões (Croisier et al., 2008; Dauty et al., 2016).

### **3.3.1. Razões de Força Muscular**

A razão I:Q é tradicionalmente calculada pela divisão do PT dos flexores de joelho (i.e., o maior torque produzido no ângulo selecionado) pelo PT dos extensores de joelho (Ruas et al., 2019; Baroni et al., 2020). Neste sentido, diversos autores encontraram

significantes correlações entre os valores de razão convencional da articulação e baixos índices de lesões para descrever uma situação de equilíbrio muscular para a articulação do joelho (Aagaard et al., 1995; Aagaard et al., 1998; Croisier et al., 2008; Dauty et al., 2016).

Ainda que auxilie no *screening* para identificação programas de prevenção e retorno de lesão no esporte, diversos estudos recentes vêm questionando a utilização das razões baseado nos valores de PT para detecção de um risco futuro de lesão. Dauty e colaboradores (2017) em um estudo com 194 atletas profissionais de futebol não encontraram associação significativa entre a razão de força muscular e atletas lesionados. Além disso, van Dyk e colaboradores (2016; 2017) avaliaram um total de 1027 atletas de futebol profissional da liga do Qatar, e concluíram que as razões de força muscular foram ineficazes para a predição de lesões, não encontrando diferença nos valores de força do membro lesionado para o membro não lesionado. Ainda neste sentido, Shalaj e colaboradores (2020) mostraram em seu estudo com 143 jogadores profissionais de futebol, que não houve diferença nas razões I:Q entre lesionados e não lesionados. Green e colaboradores (2017) ainda propuseram que a avaliação isocinética pode não ser a melhor situada para detectar a influência da força em uma futura lesão, devido a fatores relacionados à posição do teste, velocidade de movimento e tipo de contração (i.e., concêntrica, excêntrica ou isométrica). Entretanto, a maioria desses estudos analisaram a razão I:Q a partir dos valores de torque de extensores e flexores de joelho derivados de contrações concêntricas em velocidade angular lenta (i.e.,  $60^{\circ}\text{s}^{-1}$ ), mas também utilizando combinação de contrações e velocidades (i.e., excêntrico: concêntrico em  $30^{\circ}\text{s}^{-1}$  e  $240^{\circ}\text{s}^{-1}$ ;  $60^{\circ}\text{s}^{-1}$  e  $300^{\circ}\text{s}^{-1}$ ) (van Dyk et al., 2016; 2017; Dauty et al., 2018; Green et al., 2017; Baroni et al., 2020). Portanto, as medidas de avaliação que os autores trazem como insuficiente para predição de lesões, baseiam-se no PT, uma medida relacionada à força muscular máxima, estando distante de ações explosivas e/ou rápidas que ocorrem em uma partida de futebol (Zebis et al., 2011), além de desconsiderar fatores em que geralmente acontecem as lesões (i.e., situações rápidas de jogo e na presença de fadiga).

Em estudo recente, Shalaj e colaboradores (2020) destacam como uma limitação de seu estudo, a realização da avaliação isocinética sob um estado de repouso, mas que idealmente deveria ser realizada sob um estado de fadiga criando um ambiente ecologicamente válido. Sendo assim, recentemente, a quantificação da razão I:Q por outros parâmetros e condições, mostraram diferença em relação ao método tradicional. Pinto e colaboradores (2017) avaliaram a influência da fadiga neuromuscular sobre a razão de força I:Q baseada nos valores de PT e a associação entre os escores de razão de fadiga e

não fadiga. Os autores encontraram que a razão I:Q diminuiu após o protocolo de fadiga e observaram uma associação baixa entre a razão I:Q em condição de fadiga vs. razão tradicional. Além disso, com intuito de avaliar a habilidade de ativar rapidamente o músculo, e considerando que as lesões ocorrem em um curto período de tempo, a análise da razão I:Q pela TPT se torna uma estratégia interessante.

### 3.3.2. Taxa de produção de torque

Força explosiva é a habilidade de aumentar/desenvolver força o mais rápido possível durante uma contração voluntária máxima a partir de um momento baixo ou em repouso (Andersen and Aagaard, 2006; Maffiuletti et al., 2016). A TPT é derivada da inclinação da curva torque-tempo obtida em uma contração isométrica voluntária máxima (Aagaard, 2002). A TPT é tipicamente medida em condição isométrica, sendo assim controlada a possível influência das alterações de ângulo da articulação e da velocidade angular, bem como a realização dinâmica pode interagir com a velocidade de maneira não linear (Maffiuletti et al., 2016).

A TPT pode ser mensurada em intervalos específicos (e.g., 0-50, 100-200, 0-250 ms) (Aagaard, 2002). Pode-se supor que a TPT contrátil durante a fase muito precoce da contração muscular (i.e., < 50 ms) estar relacionado às propriedades contráteis intrínsecas do músculo, enquanto TPT durante intervalos de tempo posteriores (i.e., 150-250ms) estariam mais relacionados com a força muscular máxima (Aagaard, 2002; Andersen and Aagaard, 2006). Neste sentido, a força explosiva é considerada um dos parâmetros fisiológicos mais importantes para o sucesso do desempenho em muitos esportes (i.e., ações que requerem < 250 ms) (Andersen et al., 2010). Quando analisado as ações que ocorrem em uma partida de futebol, nota-se que a TPT se torna de suma importância em comparação ao PT. Por exemplo, é necessário  $\geq 300$  ms para atingir o PT, enquanto que em um *sprint*, um chute e um salto, ações desenvolvidas durante o jogo, necessita de 80-120 ms, 80 ms e 180-220 ms, respectivamente (Andersen and Aagaard, 2006; Andersen et al., 2010). Além disso, a TPT em intervalos iniciais (i.e., 17-50 ms) parece estar relacionada à prevenção de lesões (Krosshaug et al. 2007). Neste sentido, a TPT é funcionalmente mais importante para situações em que o tempo para desenvolver força é limitado (Tillin et al., 2012).

Tendo em vista a importância da TPT para a realização de ações esportivas, se torna uma estratégia interessante para quantificação da razão I:Q. Zebis e colaboradores (2011) foram os primeiros a propor uma avaliação da razão I:Q baseada nos valores da TPT. O

estudo comparou a razão I:Q por PT e TPT em jogadores de futebol, e identificou uma potencial redução na estabilização do joelho durante os intervalos iniciais de contração (i.e., razão I:Q por TPT nos 50 ms comparado a I:Q tradicional), sugerindo um potencial comprometimento para proteção de isquiotibiais na lesão de LCA. Ainda nesse sentido, Jordan e colaboradores (2015) avaliaram em esquiadores profissionais submetidos à reconstrução do LCA, demonstrando que a TPT foi mais sensível para identificar desequilíbrios musculares entre os músculos extensores e flexores de joelho do que o PT.

Além disso, tendo objetivo de avaliar a fadiga neuromuscular, Buckthorpe e colaboradores (2014) demonstraram que a força explosiva em 50 ms declinou mais rapidamente e de uma maneira mais pronunciada que o PT após um protocolo de fadiga. Sabe-se que a TPT em 50 ms é altamente dependente da taxa de aumento da força contrátil no início da contração muscular (Greco et al., 2013), que provavelmente é influenciada pela composição do tipo de fibra (Aagaard et al., 2002). As fibras musculares esqueléticas do tipo II têm uma TPT substancialmente maior (Anderssen et al., 2010; Buckthorpe et al., 2014) e contribuem para uma maior produção de potência muscular (Faulkner et al., 1986; Osawa et al., 2018). Sabe-se que esse tipo de fibra muscular é menos resistente a fadiga (Hamada et al., 2003), portanto é possível que a TPT em intervalos iniciais podem ser mais sensíveis à fadiga em comparação a intervalos posteriores e ao PT (Buckthorpe et al., 2014).

Neste sentido, em resposta à fadiga após uma partida de futebol, Thourland e colaboradores (2009) e Grazioli e colaboradores (2019) compararam o comportamento de PT e TPT antes e depois de um jogo. Thourland e colaboradores (2009) encontraram um declínio de 11% no PT de extensores de joelho e 7% para os flexores, bem como, uma tendência de redução de 7 a 8% na TPT de extensores de joelho e de 9% para flexores. Já no estudo de Grazioli e colaboradores (2019), não foi observada diferença significativa no PT e na TPT em extensores de joelho. Relativamente aos flexores, houve um deslocamento para direita na curva torque-tempo associado a uma significativa redução na TPT em 0-50 ms. Não foram encontradas diferenças no PT isométrico de extensores e flexores de joelho. Por outro lado, o estudo apresentou uma significativa redução de ~24% na razão I:Q por TPT no intervalo inicial (i.e., 50 ms), enquanto não ocorreu para o intervalo posterior da TPT (i.e., até 200 ms) e PT. Entretanto, são notáveis diferenças entre os estudos nos métodos utilizados para obtenção dos valores de PT e TPT e para o cálculo da razão I:Q. A maioria dos estudos (Thourland et al., 2009; Zebis et al., 2011; Jordan et al., 2015) avaliaram em ângulo de 70° de flexão de joelho (i.e., ângulo considerado de vantagem

mecânica para produção de força de extensores de joelho) (Aagaard et al., 1998; Correa et al., 2011), pois essa angulação seria mais apropriada em termos logísticos para avaliação de extensores e flexores de joelho (Krishnan and Williams, 2014). Por outro lado, Grazioli et colaboradores (2019) propuseram avaliar em ângulo de 30°, que além de ser o ângulo de vantagem para produção de força de flexores de joelhos, considera-se o fato das lesões ocorrerem em um comprimento muscular mais longo (Withrow et al., 2006; Orchard, 2012; Guex & Millet, 2013; De Vos et al., 2014; Timmins et al., 2016; Johnston et al., 2018; Correia et al., 2020).

Essa divergência de métodos pode ser um tanto problemática devido à diferença da produção de força dos diferentes músculos nos ângulos distintos. Enquanto que a maioria dos estudos consideram apenas o ângulo de vantagem mecânica para produção de força dos extensores, acaba-se negligenciando o ângulo de vantagem para produção de força dos flexores de joelho, que é a posição em que geralmente ocorrem as lesões de isquiotibiais e LCA. Neste sentido, atualmente não está claro se a escolha do ângulo influencia no cálculo da razão I:Q, bem como o efeito da fadiga sobre os valores de torque em cada ângulo. Sendo assim, as conclusões obtidas a partir do presente estudo, podem subsidiar resultados que servirão de base para estudos adicionais com objetivo de calcular a razão I:Q e identificar fatores de risco para lesões, baseado em parâmetros neuromusculares que tem importância significativa nas ações que ocorrem durante o jogo, e associados a mecanismos de ocorrência de LI e LCA.

#### 4. REFERÊNCIAS

1. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **J Appl Physiol.** 2002 Oct;93(4):1318-26. doi: 10.1152/jappphysiol.00283.2002. PMID: 12235031.
2. Aagaard P, Simonsen EB, Magnusson SP, Larsson B, Dyhre-Poulsen P. A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. **Am J Sports Med.** 1998 Mar-Apr;26(2):231-7. doi: 10.1177/03635465980260021201. PMID: 9548116.
3. Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K. Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. **Acta Physiol Scand.** 1995 Aug;154(4):421-7. doi: 10.1111/j.1748-1716.1995.tb09927.x. PMID: 7484168.

4. Andersen LL, Aagaard P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. **Eur J Appl Physiol.** 2006 Jan;96(1):46-52. doi: 10.1007/s00421-005-0070-z. Epub 2005 Oct 26. PMID: 16249918.
5. Andersen LL, Andersen JL, Zebis MK, Aagaard P. Early and late rate of force development: differential adaptive responses to resistance training? **Scand J Med Sci Sports.** 2010 Feb;20(1):e162-9. doi: 10.1111/j.1600-0838.2009.00933.x. Epub 2009 May 26. PMID: 19793220.
6. Ardern CL, Pizzari T, Wollin MR, Webster KE. Hamstrings strength imbalance in professional football (soccer) players in Australia. **J Strength Cond Res.** 2015 Apr;29(4):997-1002. doi: 10.1519/JSC.0000000000000747. PMID: 25426513.
7. Bangsbo J, Mohr M, Krstrup P. Physical and metabolic demands of training and match-play in the elite football player. **J Sports Sci.** 2006 Jul;24(7):665-74. doi: 10.1080/02640410500482529. PMID: 16766496.
8. Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson D, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation: The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. **Am J Sports Med.** 1988;16(2):113-122. doi:10.1177/036354658801600205
9. Barnes C, Archer DT, Hogg B, Bush M, Bradley PS. The evolution of physical and technical performance parameters in the English Premier League. **Int J Sports Med.** 2014 Dec;35(13):1095-100. doi: 10.1055/s-0034-1375695. Epub 2014 Jul 10. PMID: 25009969.
10. Baroni BM, Ruas CV, Ribeiro-Alvares JB, Pinto RS. Hamstring-to-Quadriceps Torque Ratios of Professional Male Soccer Players: A Systematic Review. **J Strength Cond Res.** 2020 Jan;34(1):281-293. doi: 10.1519/JSC.0000000000002609. PMID: 29794893.
11. Behrens M, Mau-Moeller A, Wassermann F, Bruhn S. Effect of fatigue on hamstring reflex responses and posterior-anterior tibial translation in men and women. **PLoS One.** 2013;8(2):e56988. doi: 10.1371/journal.pone.0056988. Epub 2013 Feb 27. PMID: 23573178; PMCID: PMC3584125.
12. Bencke J, Aagaard P, Zebis MK. Muscle Activation During ACL Injury Risk Movements in Young Female Athletes: A Narrative Review. **Front Physiol.** 2018 May 15;9:445. doi: 10.3389/fphys.2018.00445. PMID: 29867521; PMCID: PMC5962681.
13. Bengtsson H, Ekstrand J, Hägglund M. Muscle injury rates in professional football increase with fixture congestion: an 11-year follow-up of the UEFA Champions League



- injury study. **Br J Sports Med.** 2013 Aug;47(12):743-7. doi: 10.1136/bjsports-2013-092383. PMID: 23851296.
14. Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR. Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. **Med Sci Sports Exerc.** 2003 Jan;35(1):119-27. doi: 10.1097/00005768-200301000-00019. PMID: 12544645.
  15. Bourne MN, Opar DA, Williams MD, Shield AJ. Eccentric Knee Flexor Strength and Risk of Hamstring Injuries in Rugby Union: A Prospective Study. **Am J Sports Med.** 2015 Nov;43(11):2663-70. doi: 10.1177/0363546515599633. Epub 2015 Sep 2. PMID: 26337245.
  16. Buckthorpe M, Pain MT, Folland JP. Central fatigue contributes to the greater reductions in explosive than maximal strength with high-intensity fatigue. **Exp Physiol.** 2014 Jul;99(7):964-73. doi: 10.1113/expphysiol.2013.075614. Epub 2014 Apr 11. PubMed PMID: 24728678.
  17. Chumanov ES, Heiderscheit BC, Thelen DG. Hamstring musculotendon dynamics during stance and swing phases of high-speed running. **Med Sci Sports Exerc.** 2011 Mar;43(3):525-32. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181f23fe8. PMID: 20689454; PMCID: PMC3057086.
  18. Coombs R, Garbutt G. Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. **J Sports Sci Med.** 2002 Sep 1;1(3):56-62. PMID: 24701125; PMCID: PMC3967430.
  19. Coppalle S, Rave G, Ben Abderrahman A, Ali A, Salhi I, Zouita S, Zouita A, Brughelli M, Granacher U, Zouhal H. Relationship of Pre-season Training Load With In-Season Biochemical Markers, Injuries and Performance in Professional Soccer Players. **Front Physiol.** 2019 Apr 12;10:409. doi: 10.3389/fphys.2019.00409. PMID: 31031638; PMCID: PMC6474299.
  20. Correa C, Da Silva G, Alberton, C, Wilhelm E, Moraes A, Lima C, Pinto R. Analysis of maximal isometric force and EMG signal in lower limb exercise. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano.** 2011 Nov;13(6):429-435. doi: 10.5007/1980-0037.2011v13n6p429.
  21. Correia P, Santos P, Mil-Homens P, Gomes M, Dias A, Valamatos MJ. Rapid hamstrings to quadriceps ratio at long muscle lengths in professional football players with previous hamstring strain injury. **Eur J Sport Sci.** 2020 Jan 21:1-9. doi: 10.1080/17461391.2020.1714741. Epub ahead of print. PMID: 31917646.

22. Croisier JL, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret JM. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. **Am J Sports Med.** 2008 Aug;36(8):1469-75. doi: 10.1177/0363546508316764. Epub 2008 Apr 30. PMID: 18448578.
23. Dauty M, Menu P, Fouasson-Chailloux A, Ferréol S, Dubois C. Prediction of hamstring injury in professional soccer players by isokinetic measurements. **Muscles Ligaments Tendons J.** 2016 May 19;6(1):116-23. doi: 10.11138/mltj/2016.6.1.116. PMID: 27331039; PMCID: PMC4915450.
24. Dauty M, Menu P, Fouasson-Chailloux A. Cutoffs of isokinetic strength ratio and hamstring strain prediction in professional soccer players. **Scand J Med Sci Sports.** 2018 Jan;28(1):276-281. doi: 10.1111/sms.12890. Epub 2017 Apr 20. PMID: 28378465.
25. De Visser HM, Reijman M, Heijboer MP, Bos PK. Risk factors of recurrent hamstring injuries: a systematic review. **Br J Sports Med.** 2012 Feb;46(2):124-30. doi: 10.1136/bjsports-2011-090317. Epub 2011 Oct 19. PMID: 22011915.
26. De Vos RJ, Reurink G, Goudswaard GJ, Moen MH, Weir A, Tol JL. Clinical findings just after return to play predict hamstring re-injury, but baseline MRI findings do not. **Br J Sports Med.** 2014 Sep;48(18):1377-84. doi: 10.1136/bjsports-2014-093737. Epub 2014 Jul 18. PMID: 25037201.
27. Dupont G, Nedelec M, McCall A, McCormack D, Berthoin S, Wisløff U. Effect of 2 soccer matches in a week on physical performance and injury rate. **Am J Sports Med.** 2010 Sep;38(9):1752-8. doi: 10.1177/0363546510361236. Epub 2010 Apr 16. PMID: 20400751.
28. Eirale C, Tol JL, Farooq A, Smiley F, Chalabi H. Low injury rate strongly correlates with team success in Qatari professional football. **Br J Sports Med.** 2013 Aug;47(12):807-8. doi: 10.1136/bjsports-2012-091040. Epub 2012 Aug 17. PMID: 22904292; PMCID: PMC3717779.
29. Ekstrand J, Häggglund M, Waldén M. Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). **Am J Sports Med.** 2011 Jun;39(6):1226-32. doi: 10.1177/0363546510395879. Epub 2011 Feb 18. PMID: 21335353.
30. Ekstrand J. Preventing injuries in professional football: thinking bigger and working together. **Br J Sports Med.** 2016 Jun;50(12):709-10. doi: 10.1136/bjsports-2016-096333. Epub 2016 Apr 27. PMID: 27121295.

31. Ekstrand, J. Keeping your top players on the pitch: the key to football medicine at a professional level. **Br J Sports Med.** 2013 47(12):723–724, doi:10.1136/bjsports-2013-092771.
32. Erickson BJ, Harris JD, Cvetanovich GL, et al. Performance and Return to Sport After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Male Major League Soccer Players. **Orthopaedic Journal of Sports Medicine.** 2013 Jul;1(2):2325967113497189. DOI: 10.1177/2325967113497189.
33. Faulkner JA, Claflin DR, McCully KK. Power output of fast and slow fibers from human skeletal muscles. In: Jones NL, McCartney N, McComas AJ, editors. Human Muscle Power. Champaign, IL: **Human Kinetics Publishers, Inc.**; p 81-94, 1986.
34. Garrett WE Jr, Califf JC, Bassett FH 3rd. Histochemical correlates of hamstring injuries. **Am J Sports Med.** 1984 Mar-Apr;12(2):98-103. doi: 10.1177/036354658401200202. PMID: 6234816.
35. Grazioli R, Lopez P, Andersen LL, Machado CLF, Pinto MD, Cadore EL, Pinto RS. Hamstring rate of torque development is more affected than maximal voluntary contraction after a professional soccer match. **Eur J Sport Sci.** 2019 Nov;19(10):1336-1341. doi: 10.1080/17461391.2019.1620863. Epub 2019 Jun 1. PMID: 31099729.
36. Greco CC, da Silva WL, Camarda SR, Denadai BS. Fatigue and rapid hamstring/quadriceps force capacity in professional soccer players. **Clin Physiol Funct Imaging.** 2013;33(1):18-23. doi:10.1111/j.1475-097X.2012.01160.x
37. Green B, Bourne MN, Pizzari T. Isokinetic strength assessment offers limited predictive validity for detecting risk of future hamstring strain in sport: a systematic review and meta-analysis. **Br J Sports Med.** 2018 Mar;52(5):329-336. doi: 10.1136/bjsports-2017-098101. Epub 2017 Nov 29. PMID: 29187349.
38. Green B, Bourne MN, van Dyk N, Pizzari T. Recalibrating the risk of hamstring strain injury (HSI) - A 2020 systematic review and meta-analysis of risk factors for index and recurrent HSI in sport. **Br J Sports Med.** 2020 Apr 16. pii: bjsports-2019-100983. doi: 10.1136/bjsports-2019-100983. [Epub ahead of print] Review. PubMed PMID: 32299793.
39. Greig M, Siegler JC. Soccer-specific fatigue and eccentric hamstrings muscle strength. **J Athl Train.** 2009 Mar-Apr;44(2):180-4. doi: 10.4085/1062-6050-44.2.180. PMID: 19295963; PMCID: PMC2657020.

40. Guex K, Millet GP. Conceptual framework for strengthening exercises to prevent hamstring strains. **Sports Med.** 2013 Dec;43(12):1207-15. doi: 10.1007/s40279-013-0097-y. PMID: 24062275.
41. Hägglund M, Waldén M, Magnusson H, Kristenson K, Bengtsson H, Ekstrand J. Injuries affect team performance negatively in professional football: an 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. **Br J Sports Med.** 2013 Aug;47(12):738-42. doi: 10.1136/bjsports-2013-092215. Epub 2013 May 3. PMID: 23645832.
42. Hamada T, Sale DG, MacDougall JD, Tarnopolsky MA. Interaction of fibre type, potentiation and fatigue in human knee extensor muscles. **Acta Physiol Scand.** 2003;178(2):165-173. doi:10.1046/j.1365-201X.2003.01121.
43. Hammami M, Negra Y, Billaut F, Hermassi S, Shephard RJ, Chelly MS. Effects of Lower-Limb Strength Training on Agility, Repeated Sprinting With Changes of Direction, Leg Peak Power, and Neuromuscular Adaptations of Soccer Players. **J Strength Cond Res.** 2018 Jan;32(1):37-47. doi: 10.1519/JSC.0000000000001813. PMID: 28678768.
44. Hawkins RD, Fuller CW. An examination of the frequency and severity of injuries and incidents at three levels of professional football. **Br J Sports Med.** 1998 Dec;32(4):326-32. doi: 10.1136/bjism.32.4.326. PMID: 9865406; PMCID: PMC1756112.
45. Heiderscheid BC, Hoerth DM, Chumanov ES, Swanson SC, Thelen BJ, Thelen DG. Identifying the time of occurrence of a hamstring strain injury during treadmill running: a case study. **Clin Biomech** (Bristol, Avon). 2005 Dec;20(10):1072-8. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.07.005. Epub 2005 Aug 31. PMID: 16137810.
46. Johnston JT, Mandelbaum BR, Schub D, Rodeo SA, Matava MJ, Silvers-Granelli HJ, Cole BJ, ElAttrache NS, McAdams TR, Brophy RH. Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Tears in Professional American Football Athletes. **Am J Sports Med.** 2018 Mar;46(4):862-868. doi: 10.1177/0363546518756328. Epub 2018 Feb 21. PMID: 29466019.
47. Jordan MJ, Aagaard P, Herzog W. Rapid hamstrings/quadriceps strength in ACL-reconstructed elite Alpine ski racers. **Med Sci Sports Exerc.** 2015 Jan;47(1):109-19. doi: 10.1249/MSS.0000000000000375. PMID: 24824771.

48. Kellis E. Intra- and Inter-Muscular Variations in Hamstring Architecture and Mechanics and Their Implications for Injury: A Narrative Review. **Sports Med.** 2018 Oct;48(10):2271-2283. doi: 10.1007/s40279-018-0975-4. PMID: 30117053.
49. Kenneally-Dabrowski C, Brown NAT, Warmenhoven J, Serpell BG, Perriman D, Lai AKM, Spratford W. Late swing running mechanics influence hamstring injury susceptibility in elite rugby athletes: A prospective exploratory analysis. **J Biomech.** 2019 Jul 19;92:112-119. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.05.037. Epub 2019 May 31. PMID: 31176462.
50. Krishnan C, Williams GN. Effect of knee joint angle on side-to-side strength ratios. **J Strength Cond Res.** 2014 Oct;28(10):2981-7. doi: 10.1519/JSC.0000000000000476. PMID: 24714535.
51. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slaughterbeck JR, Hewett TE, Bahr R. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. **Am J Sports Med.** 2007 Mar;35(3):359-67. doi: 10.1177/0363546506293899. Epub 2006 Nov 7. PMID: 17092928.
52. Larruskain J, Lekue JA, Diaz N, Odriozola A, Gil SM. A comparison of injuries in elite male and female football players: A five-season prospective study. **Scand J Med Sci Sports.** 2018 Jan;28(1):237-245.
53. Liporaci RF, Saad MC, Bevilaqua-Grossi D, Riberto M. Preseason intrinsic risk factors-associated odds estimate the exposure to proximal lower limb injury throughout the season among professional football players. **BMJ Open Sport Exerc Med.** 2018 May 30;4(1):e000334. doi: 10.1136/bmjsem-2017-000334. PMID: 29955374; PMCID: PMC6018857. doi: 10.1111/sms.12860. Epub 2017 Mar 27. PMID: 28207979.
54. Lord C, Ma'ayah F, Blazeovich AJ. Change in knee flexor torque after fatiguing exercise identifies previous hamstring injury in football players. **Scand J Med Sci Sports.** 2018 Mar;28(3):1235-1243. doi: 10.1111/sms.13007. Epub 2018 Jan 8. PMID: 29117428.
55. Maffiuletti NA, Aagaard P, Blazeovich AJ, Folland J, Tillin N, Duchateau J. Rate of force development: physiological and methodological considerations. **Eur J Appl Physiol.** 2016 Jun;116(6):1091-116. doi: 10.1007/s00421-016-3346-6. Epub 2016 Mar 3. PMID: 26941023; PMCID: PMC4875063.
56. Mair SD, Seaber AV, Glisson RR, Garrett WE Jr. The role of fatigue in susceptibility to acute muscle strain injury. **Am J Sports Med.** 1996 Mar-Apr;24(2):137-43. doi: 10.1177/036354659602400203. PMID: 8775109.

57. McCall A, Carling C, Davison M, Nedelec M, Le Gall F, Berthoin S, Dupont G. Injury risk factors, screening tests and preventative strategies: a systematic review of the evidence that underpins the perceptions and practices of 44 football (soccer) teams from various premier leagues. **Br J Sports Med.** 2015 May;49(9):583-9. doi: 10.1136/bjsports-2014-094104. Epub 2015 Jan 9. PMID: 25576530; PMCID: PMC4413799.
58. McCall A, Davison M, Andersen TE, Beasley I, Bizzini M, Dupont G, Duffield R, Carling C, Dvorak J. Injury prevention strategies at the fifa 2014 world cup: Perceptions and practices of the physicians from the 32 participating national teams. **Br J Sports Med.** 2015, 49: 603-608.
59. Melnyk M, Gollhofer A. Submaximal fatigue of the hamstrings impairs specific reflex components and knee stability. **Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.** 2007 May;15(5):525-32. doi: 10.1007/s00167-006-0226-3. Epub 2006 Dec 6. PMID: 17151846.
60. Mendiguchia J, Alentorn-Geli E, Brughelli M. Hamstring strain injuries: are we heading in the right direction? **Br J Sports Med.** 2012 Feb;46(2):81-5. doi: 10.1136/bjism.2010.081695. Epub 2011 Jun 15. PMID: 21677318.
61. Minozzo F, Lopez P, Machado CLF, Wilhelm EN, Grazioli R, Pinto RS. Alternative assessment of knee joint muscle balance of soccer players through total work-based hamstring: quadriceps ratios. **Eur J Sport Sci.** 2018 Nov;18(10):1398-1404. doi: 10.1080/17461391.2018.1495271. Epub 2018 Jul 14. PMID: 30009683.
62. Montalvo AM, Schneider DK, Silva PL, Yut L, Webster KE, Riley MA, Kiefer AW, Doherty-Restrepo JL, Myer GD. 'What's my risk of sustaining an ACL injury while playing football (soccer)?' A systematic review with meta-analysis. **Br J Sports Med.** 2019 Nov;53(21):1333-1340. doi: 10.1136/bjsports-2016-097261. Epub 2018 Mar 29. PMID: 29599121; PMCID: PMC6642026.
63. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. **Am J Sports Med.** 2004 Jun;32(4):1002-12. doi: 10.1177/0363546503261724. PMID: 15150050.
64. Opar DA, Serpell BG. Is there a potential relationship between prior hamstring strain injury and increased risk for future anterior cruciate ligament injury? **Arch Phys Med Rehabil.** 2014 Feb;95(2):401-5. doi: 10.1016/j.apmr.2013.07.028. Epub 2013 Oct 9. PMID: 24121082.

65. Orchard JW. Hamstrings are most susceptible to injury during the early stance phase of sprinting. **Br J Sports Med.** 2012 Feb;46(2):88-9. doi: 10.1136/bjsports-2011-090127. Epub 2011 Sep 18. PMID: 21930513.
66. Osawa Y, Studenski SA, Ferrucci L. Knee extension rate of torque development and peak torque: associations with lower extremity function. **J Cachexia Sarcopenia Muscle.** 2018 Jun;9(3):530-539. doi: 10.1002/jcsm.12285. Epub 2018 Mar 23. PMID: 29569834; PMCID: PMC5989739.
67. Pinto, Matheus & Blazevich, Anthony & Andersen, Lars & Mil-Homens, Pedro & Pinto, Ronei. Hamstring-to-quadriceps fatigue ratio offers new and different muscle function information than the conventional non-fatigued ratio. **Scand J Med Sci Sports.** 2017, 28. 10.1111/sms.12891.
68. Rekić RN, Tabben M, Eirale C, Landreau P, Bouras R, Wilson MG, Gillogly S, Bahr R, Chamari K. ACL injury incidence, severity and patterns in professional male soccer players in a Middle Eastern league. **BMJ Open Sport Exerc Med.** 2018 Oct 23;4(1):e000461. doi: 10.1136/bmjsem-2018-000461. PMID: 30498577; PMCID: PMC6241976.
69. Roth TS, Osbahr DC. Knee Injuries in Elite Level Soccer Players. **Am J Orthop** (Belle Mead NJ). 2018 Oct;47(10). doi: 10.12788/ajo.2018.0088. PMID: 30481234.
70. Ruas CV, Pinto RS, Haff GG, Lima CD, Pinto MD, Brown LE. Alternative Methods of Determining Hamstrings-to-Quadriceps Ratios: a Comprehensive Review. **Sports Med Open.** 2019 Mar 25;5(1):11. doi: 10.1186/s40798-019-0185-0. PMID: 30911856; PMCID: PMC6434009.
71. Sahaly R, Vandewalle H, Driss T, Monod H. Maximal voluntary force and rate of force development in humans--importance of instruction. **Eur J Appl Physiol.** 2001 Aug;85(3-4):345-50. doi: 10.1007/s004210100451. PMID: 11560090.
72. Sangnier S, Tourny-Chollet C. Study of the fatigue curve in quadriceps and hamstrings of soccer players during isokinetic endurance testing. **J Strength Cond Res.** 2008 Sep;22(5):1458-67. doi: 10.1519/JSC.0b013e318181ab41. PMID: 18714243.
73. Schache AG, Dorn TW, Blanch PD, Brown NA, Pandy MG. Mechanics of the human hamstring muscles during sprinting. **Med Sci Sports Exerc.** 2012 Apr;44(4):647-58. doi: 10.1249/MSS.0b013e318236a3d2. PMID: 21912301.
74. Shalaj I, Gjaka M, Bachl N, Wessner B, Tschann H, Tishukaj F. Potential prognostic factors for hamstring muscle injury in elite male soccer players: A prospective study.

- PLoS One.** 2020 Nov 9;15(11):e0241127. doi: 10.1371/journal.pone.0241127. PMID: 33166289.
75. Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, et al. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. **Am J Sports Med.** 1987;15(3):207-213. doi:10.1177/036354658701500302
  76. Taylor JB, Wright AA, Dischiavi SL, Townsend MA, Marmon AR. Activity Demands During Multi-Directional Team Sports: A Systematic Review. **Sports Med.** 2017 Dec;47(12):2533-2551. doi: 10.1007/s40279-017-0772-5. PMID: 28801751.
  77. Thelen DG, Chumanov ES, Hoerth DM, Best TM, Swanson SC, Li L, Young M, Heiderscheit BC. Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting. **Med Sci Sports Exerc.** 2005 Jan;37(1):108-14. doi: 10.1249/01.mss.0000150078.79120.c8. PMID: 15632676.
  78. Thorlund JB, Aagaard P, Madsen K. Rapid muscle force capacity changes after soccer match play. **Int J Sports Med.** 2009 Apr;30(4):273-8. doi: 10.1055/s-0028-1104587. Epub 2009 Feb 6. PMID: 19199196.
  79. Tillin NA, Pain MT, Folland JP. Short-term training for explosive strength causes neural and mechanical adaptations. **Exp Physiol.** 2012 May;97(5):630-41. doi: 10.1113/expphysiol.2011.063040. Epub 2012 Feb 3. PMID: 22308164.
  80. Timmins RG, Bourne MN, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA. Short biceps femoris fascicles and eccentric knee flexor weakness increase the risk of hamstring injury in elite football (soccer): a prospective cohort study. **Br J Sports Med.** 2016 Dec;50(24):1524-1535. doi: 10.1136/bjsports-2015-095362. Epub 2015 Dec 16. PMID: 26675089.
  81. Timmins RG, Shield AJ, Williams MD, Opar DA. Is There Evidence to Support the Use of the Angle of Peak Torque as a Marker of Hamstring Injury and Re-Injury Risk? **Sports Med.** 2016 Jan;46(1):7-13. doi: 10.1007/s40279-015-0378-8. PMID: 26342386.
  82. Toohey LA, Drew MK, Cook JL, Finch CF, Gaida JE. Is subsequent lower limb injury associated with previous injury? A systematic review and meta-analysis. **Br J Sports Med.** 2017 Dec;51(23):1670-1678. doi: 10.1136/bjsports-2017-097500. Epub 2017 Aug 7. PMID: 28784622.
  83. van Beijsterveldt AM, van de Port IG, Vereijken AJ, Backx FJ. Risk factors for hamstring injuries in male soccer players: a systematic review of prospective studies.



- Scand J Med Sci Sports.** 2013 Jun;23(3):253-62. doi: 10.1111/j.1600-0838.2012.01487.x. Epub 2012 Jun 21. PMID: 22724435.
84. van Dyk N, Bahr R, Burnett AF, Whiteley R, Bakken A, Mosler A, Farooq A, Witvrouw E. A comprehensive strength testing protocol offers no clinical value in predicting risk of hamstring injury: a prospective cohort study of 413 professional football players. **Br J Sports Med.** 2017 Dec;51(23):1695-1702. doi: 10.1136/bjsports-2017-097754. Epub 2017 Jul 29. PMID: 28756392.
85. van Dyk N, Bahr R, Whiteley R, Tol JL, Kumar BD, Hamilton B, Farooq A, Witvrouw E. Hamstring and Quadriceps Isokinetic Strength Deficits Are Weak Risk Factors for Hamstring Strain Injuries: A 4-Year Cohort Study. **Am J Sports Med.** 2016 Jul;44(7):1789-95. doi: 10.1177/0363546516632526. Epub 2016 Mar 21. PMID: 27002102.
86. Waldén M, Hägglund M, Magnusson H, Ekstrand J. ACL injuries in men's professional football: a 15-year prospective study on time trends and return-to-play rates reveals only 65% of players still play at the top level 3 years after ACL rupture. **Br J Sports Med.** 2016 Jun;50(12):744-50. doi: 10.1136/bjsports-2015-095952. Epub 2016 Mar 31. PMID: 27034129.
87. Waldén M, Krosshaug T, Bjørneboe J, Andersen TE, Faul O, Hägglund M. Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: a systematic video analysis of 39 cases. **Br J Sports Med.** 2015 Nov;49(22):1452-60. doi: 10.1136/bjsports-2014-094573. Epub 2015 Apr 23. PMID: 25907183; PMCID: PMC4680158.
88. Whittaker JL, Booyesen N, de la Motte S, Dennett L, Lewis CL, Wilson D, McKay C, Warner M, Padua D, Emery CA, Stokes M. Predicting sport and occupational lower extremity injury risk through movement quality screening: a systematic review. **Br J Sports Med.** 2017 Apr;51(7):580-585. doi: 10.1136/bjsports-2016-096760. Epub 2016 Dec 1. PMID: 27935483; PMCID: PMC5568888.
89. Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. The relationship between quadriceps muscle force, knee flexion, and anterior cruciate ligament strain in an in vitro simulated jump landing. **Am J Sports Med.** 2006 Feb;34(2):269-74. doi: 10.1177/0363546505280906. Epub 2005 Oct 31. PMID: 16260464.
90. Wood SA, Morgan DL, Proske U. Effects of repeated eccentric contractions on structure and mechanical properties of toad sartorius muscle. **Am J Physiol.** 1993 Sep;265(3 Pt 1):C792-800. doi: 10.1152/ajpcell.1993.265.3.C792. PMID: 8214035.

91. Woods C, Hawkins RD, Maltby S, Hulse M, Thomas A, Hodson A; Football Association Medical Research Programme. The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football--analysis of hamstring injuries. **Br J Sports Med.** 2004 Feb;38(1):36-41. doi: 10.1136/bjism.2002.002352. PMID: 14751943; PMCID: PMC1724733.
92. Yasuda K, Sasaki T. Muscle exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. Biomechanics of the simultaneous isometric contraction method of the quadriceps and the hamstrings. **Clinical Orthopaedics and Related Research.** 1987 Jul(220):266-274.
93. Zebis MK, Andersen LL, Bencke J, Kjaer M, Aagaard P. Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. **Am J Sports Med.** 2009 Oct;37(10):1967-73. doi: 10.1177/0363546509335000. Epub 2009 Jul 2. PMID: 19574475.
94. Zebis MK, Andersen LL, Ellingsgaard H, Aagaard P. Rapid hamstring/quadriceps force capacity in male vs. female elite soccer players. **J Strength Cond Res.** 2011 Jul;25(7):1989-93. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181e501a6. PMID: 21701286.

## 6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O estudo teve por objetivo testar o PT e TPT de extensores e flexores de joelho, bem como as razões I:Q antes e depois de um protocolo de fadiga isocinética a 30° e 70° de flexão de joelho. Os achados do presente estudo mostraram que o PT, TPT0-50 e TPT100-200 de extensores e flexores de joelho, assim como suas respectivas razões I:Q foram afetadas de forma diferente pelo ângulo de avaliação. Além disso, nossos resultados revelaram que a fadiga induzida pelo protocolo isocinético diminuiu o PT, TPT0-50, e TPT100-200 de extensores e flexores de joelho a 30° e 70°, enquanto as razões I:Q por PT, TPT0-50 e TPT100-200 não foram significativamente afetadas. Os dados sugeriram que as razões I:Q por PT, TPT0-50 e TPT100-200 não são afetadas pela fadiga, porque os extensores e flexores de joelho mostraram uma redução semelhante após o protocolo de fadiga isocinética. Além disso, não foram observadas correlações entre mudanças no PT e TPT0-50 de flexores de joelho a 30° e 70°, e no PT e TPT0-50 de extensores de joelho a 30°, demonstrando que a fadiga influencia de forma diferente a força máxima e a força explosiva, com a TPT0-50 sendo mais sensível à fadiga. É importante ressaltar que os métodos usados para calcular a razão I:Q demonstram que a fadiga induzida em protocolo realizado em dinamômetro isocinético afeta de forma diferente o desequilíbrio da força muscular dependendo da variável neuromuscular acessada.

O presente estudo traz novidades sobre os parâmetros neuromusculares em resposta ao protocolo de fadiga isocinética. Até onde sabemos, este é o primeiro estudo em que os efeitos do protocolo de fadiga na razão I:Q por PT e TPT são medidos em diferentes ângulos. Os resultados podem sustentar a importância da *screening* por TPT0-50 durante as avaliações com o objetivo de identificar e prevenir LI e lesão de LCA, em comparação com o PT. Porém, como a razão I:Q proposta em ângulos diferentes é nova, são necessários futuros estudos prospectivos de coorte para a criação de valores normativos específicos para ângulos com os critérios de avaliação e identificação do risco de lesão.

## 7. ANEXOS E APÊNDICES

### APÊNDICE 1 – ANAMNESE

#### Anamnese Clínica

**Código do Paciente**

**Data da Avaliação:**

Data de Nascimento: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_ Sexo: ( )M ( )F

Profissão: \_\_\_\_\_

Massa Corporal(kg): \_\_\_\_\_ Estatura(cm): \_\_\_\_\_

IMC(massa Corporal / estatura <sup>2</sup>):

Classificação: \_\_\_\_\_ Profissão: \_\_\_\_\_

Esporte: \_\_\_\_\_

Posição: \_\_\_\_\_

Membro superior dominante: ( ) Direito ( ) Esquerdo;

Membro inferior dominante: ( ) Direito ( ) Esquerdo.

#### Questões Relacionadas à Saúde

**Apresenta problema de saúde? Se sim, qual? (Descreva):**

( ) Sim ( ) Não

\_\_\_\_\_

#### Fatores de risco:

Possui alguma destas condições?

( ) Doença cardiovascular ( ) Hipertensão arterial ( ) Diabetes ( ) Varizes ( ) Estresse

( ) Colesterol (LDL elevado; HDL baixo) ( ) Sobrepeso/obesidade ( ) Alcoolismo ( )

Tabagismo ( ) Outra: \_\_\_\_\_

#### Fatores Hereditários:

( ) Doença Cardiovascular: ( ) Parente (s) c/ menos de 60 n°: \_\_\_\_\_

( ) Hipertensão Arterial: ( ) Parente (s) c/ menos de 60 n°: \_\_\_\_\_

( ) Acidente Vascular Cerebral: ( ) Parente (s) c/ menos de 60 n°: \_\_\_\_\_

( ) Obesidade: ( ) Parente (s) c/ menos de 60 n°: \_\_\_\_\_

Diabetes –  I,  II:  Parente (s) c/ menos de 60 n°:  
 Câncer: \_\_\_\_\_  Parente (s) c/ menos de 60 n°: \_\_\_\_\_

**Utiliza medicação de uso contínuo? Se sim, qual? (Descreva)**

Sim  Não

---



---

## **NÍVEL DE ATIVIDADE FÍSICA ESPORTIVA:**

**Frequência semanal:**

0-1x  1-2x  2-3x  3-4x  4-5x  5-6x  6-7x

**Duração semanal? (média de horas/semana)**

Nunca  até 1h  1h-1h30min  1h30min a 2h  2h a 2h30min  
 2h30 a 3h  3h a 3h30min  3h30min a 4h  4h a 4h30min  
 4h30 a 5h  Mais que 5h

**Duração diária? (média de horas/dia)**

até 1h  1h-1h30min  1h30min a 2h  2h a 2h30min  
 2h30 a 3h  3h a 3h30min  3h30min a 4h  4h a 4h30  
 4h30 a 5h  Mais que 5h

**Intensidade?**

Leve  Leve a moderada  Moderada  Moderada a intensa  Intensa

**Tempo de prática esportiva (anos):**

0-1  1-2  2-3  3-4  4-5  5-6  
 6-7  7-8  8-9  9-10  Mais que 10 anos

**Quantidade de campeonatos disputados (anualmente):**

1  2  3  4  5  6  7  8

Municipal:\_\_\_\_ Estadual:\_\_\_\_ Nacional:\_\_\_\_ Internacional:\_\_\_\_

**Tempo/duração de prática esportiva (anualmente):**

0-1 meses  1-2 meses  2-3 meses  3-4 meses  4-5 meses  5-6 meses  
 6-7 meses  7-8 meses  8-9 meses  9-10 meses  Mais que 10 meses

**Realizam pré-temporada (duração em semanas)?**  Sim  Não

0-1  1-2  2-3  3-4  4-5  5-6  6-7  7-8  8-9  9-10  
 10-11  11-12  Mais que 12 semanas  Entre 12-16 semanas  Mais que 16

**Realiza aquecimento antes das partidas?**

Sim  Não

Descreva brevemente: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

**Realiza alongamento/relaxamento antes e/ou depois das partidas?**

Sim  Não

Descreva brevemente: \_\_\_\_\_  
 \_\_\_\_\_

**Tipo de atividade realizada ao longo dos treinamentos (descreva):**

**Atividade aeróbia:**

\_\_\_\_\_

**Atividades de força muscular:**

\_\_\_\_\_

**Atividade específica esportiva:**

\_\_\_\_\_

**Atividade técnica/táctica:**

\_\_\_\_\_

**Realiza atividades/exercícios físicos além da prática esportivas? Quais? Descreva:**

\_\_\_\_\_

**Frequência semanal:**

0-1x  1-2x  2-3x  3-4x  4-5x  5-6x  6-7x

**Duração diária? (horas/dias)**

até 1h  1h-1h30min  1h30min a 2h  2h a 2h30min

2h30 a 3h  3h a 3h30min  3h30min a 4h  4h a 4h30

**Intensidade?**

Leve  Leve a moderada  Moderada  Moderada a intensa  Intensa

**SISTEMA MÚSCULO-ESQUELÉTICO**

**Apresenta dores musculares atualmente? Se sim, onde? (Descreva)**  Não

---



---

**Dores na coluna? Se sim, qual(is) da(s) opção(ões) abaixo?**  Não;

Lombar  Torácica  Cervical

---

**Dores nas articulações? Se sim, qual(is)?**  Não;

---



---

**Histórico de lesão musculoesquelética:**

Recente (últimos 24 meses/ 2 anos):

**Coluna:**  Cervical  Lombar  Torácica  Hérnia de disco

Muscular?  Sim  Não

Região: \_\_\_\_\_

**M. Inferior:**  Quadril  Joelho  Tornozelo  Cabeça

Muscular?  Sim  Não

Região: \_\_\_\_\_

**M. Superior:**  Ombros  Braço  Cotovelo  Antebraço  Mãos/punhos

Muscular?  Sim  Não

Região: \_\_\_\_\_

**Tronco:**  Peitoral  Abdominal

Muscular?  Sim  Não

Região: \_\_\_\_\_

**Outra**

**região:** \_\_\_\_\_

Muscular?

**Região:** \_\_\_\_\_

Muscular?

**Região:** \_\_\_\_\_

**Condição da lesão** (ex: contato, sem contato, corrida, sprint, troca de direção, arremesso, chute, passe, golpe etc) (descreva para cada lesão):

---

---

---

---

---

**Momento das lesões** (ex: aquecimento, jogo, treino, competição, pré-jogo, pós-jogo, sem razão aparente, outro) (descreva para cada lesão):

---

---

---

---

---

Estrutura (s) afetada (s):

Músculos  Tendões  Articulação

Ligamentos  Meniscos  Cartilagens

Estrutura nervosa  Pele  Ossos  Outra(s): \_\_\_\_\_

Necessidade de cirurgia?  Sim  Não

**Região:** \_\_\_\_\_

**Região:** \_\_\_\_\_



Região: \_\_\_\_\_

Região: \_\_\_\_\_

Período da cirurgia:

( ) Últimos 24 meses ( ) 18 meses ( ) 12 meses ( ) 6 meses ( ) 3 meses

Observações: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**Tempo de inatividade física causada pela lesão (dias e/ou meses):**

( ) 1-3 dias ( ) 3-7 ( ) 7-10 ( ) 10-15 ( ) 15-20 ( ) 20-25 ( ) 25-30  
dias

( ) 1 a 1,5 meses ( ) 1,5 a 2 meses ( ) 2 a 2,5 meses ( ) 2,5 a 3 meses

( ) Entre 3 e 4 meses ( ) Entre 4 e 5 meses ( ) 5 a 6 meses ( ) Entre 6 e 9  
meses

( ) Entre 8 e 10 meses ( ) Entre 10 e 12 meses

Histórico de lesão musculoesquelética (**período MAIOR que 24 meses/ 2 anos**):

**Coluna:** ( ) Cervical ( ) Lombar ( ) Torácica ( ) Hérnia de disco

Muscular? ( ) Sim ( ) Não

Região: \_\_\_\_\_

**M. Inferior:** ( ) Quadril ( ) Joelho ( ) Tornozelo ( ) Cabeça

Muscular? ( ) Sim ( ) Não

Região: \_\_\_\_\_

**M. Superior:** ( ) Ombros ( ) Braço ( ) Cotovelo ( ) Antebraço ( ) Mãos/punhos

Muscular? ( ) Sim ( ) Não

Região: \_\_\_\_\_

**Tronco:** ( ) Peitoral ( ) Abdominal

Muscular? ( ) Sim ( ) Não

Região: \_\_\_\_\_

**( ) Outra**

**região:** \_\_\_\_\_

Muscular?

Região: \_\_\_\_\_

Muscular?

Região: \_\_\_\_\_

**Condição da lesão** (ex: contato, sem contato, corrida, sprint, arremesso, chute, golpe etc)  
(descreva para cada lesão):

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**Momento das lesões** (ex: aquecimento, jogo, treino, competição, pré-jogo, pós-jogo, sem razão aparente, outro) (descreva para cada lesão):

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Estrutura (s) afetada (s):

( ) Músculos ( ) Tendões ( ) Articulação

( ) Ligamentos ( ) Meniscos ( ) Cartilagens

( ) Estrutura nervosa ( ) Pele ( ) Ossos ( ) Outra(s): \_\_\_\_\_

Necessidade de cirurgia? ( ) Sim ( ) Não

Região: \_\_\_\_\_

Região: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Região: \_\_\_\_\_

Região: \_\_\_\_\_

Período da cirurgia:

Últimos 24 meses    18 meses    12 meses    6 meses    3 meses

Observações: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

## APÊNDICE 2 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar de um projeto maior intitulado “Avaliação de parâmetros neuromusculares e de desempenho físico de atletas de diferentes esportes”, orientado pelo Prof Dr. Ronei Silveira Pinto. O presente estudo tem por objetivo avaliar a razão isquiotibiais: quadríceps por pico de torque e taxa de produção de torque medida em 30 e 70° em condição isocinética pré- e pós-protocolo de fadiga em jogadores profissionais de futebol.

O projeto será realizado na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (ESEFID/UFRGS), que se localiza na Rua Felizardo, 750, no bairro Jardim Botânico de Porto Alegre e no clube que será avaliado. As avaliações serão realizadas na mesma Escola, no laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX), e no clube que aceitará participar do projeto.

Conhecer parâmetros neuromusculares que se encontram associados mais fortemente com o desempenho funcional esportivo torna-se necessário, tendo em vista o alto aprimoramento, competitividade e desenvolvimento esportivo anual. Da mesma forma, conhecer as condições atuais de fatores de risco de lesões (e.g. de membros inferiores e superiores), visando aprimorá-las, torna-se importante, pois colabora para uma melhor qualidade de desempenho esportivo, assim como pode atenuar prejuízos aos atletas e/ou clubes.

Considerando a entrevista presencial (dia de hoje) e as coletas de dados que ocorrerão hoje, você será avaliado mais uma vez no clube o qual atua.

Nessas visitas você será submetido aos seguintes procedimentos:

- 1) Preenchimento do questionário de anamnese clínica inicial;
- 2) Mensuração da massa corporal total e da estatura;
- 3) Avaliação da massa gorda total e da massa livre de gordura por meio de equipamento de absorptometria radiológica de dupla energia (DXA). Para essa avaliação você deverá estar com roupas leves e sem adereços de metal. Você permanecerá deitado na mesa do aparelho e a máquina fará um escaneamento por meio de raios-x. A radiação oferecida por este teste é mínima e não apresenta riscos;
- 4) Teste de força muscular (em condição de fadiga) de membros inferiores em condição isocinética e isométrica, no qual você terá que produzir força contra um braço de

alavanca do dinamômetro isocinético, que medirá a quantidade de força produzida de forma isométrica, sem movimento, em dois ângulos distintos (30 e 70°).

Todos os procedimentos descritos acima serão acompanhados e realizados por pessoas capacitadas e toda explicação necessária será fornecida durante o teste.

Existem **riscos** relacionados à execução do projeto, como a possibilidade de ocorrerem alguns eventos adversos ao longo do projeto, desconforto, cansaço, dores musculares e articulares, bem como lesão muscular e articular, uma vez que você estará fazendo esforço físico. Os eventos adversos são considerados como qualquer ocorrência médica inconveniente sofrida por um participante da pesquisa que necessariamente apresenta relação causal com a intervenção em investigação. No entanto, todos os esforços serão realizados no sentido de diminuir esses riscos através da avaliação de informações preliminares sobre a sua saúde e aptidão. Você será instruído a realizar os exercícios e testes de forma de uma maneira confortável, e se necessário você receberá o atendimento adequado. Estas avaliações e testes são amplamente empregados em pesquisas e já foram realizados diversas vezes por nossa equipe, sendo extremamente seguros.

Durante as coletas de dados estará presente no LAPEX o médico do laboratório, Márcio Maldonado, além de estar disponível uma linha telefônica para a necessidade de contatar o serviço de atendimento móvel de emergência (SAMU – 192). Os pesquisadores responsáveis por este projeto são o Professor Doutor Ronei Silveira Pinto e seu orientando Filipe Veeck dos Santos Vescia, assim como outros alunos que estarão envolvidos na realização deste projeto, sendo todos capacitados.

Os dados coletados neste estudo estarão em sigilo e de posse do responsável pelo estudo por no mínimo 5 anos, sendo que serão utilizados para questões vinculadas à pesquisa e área acadêmica, sendo que os mesmos só serão disponibilizados sob o seu consentimento. A participação neste projeto será voluntária, sendo que em qualquer momento deste projeto você poderá interrompê-la. Não haverá custos para você participar deste estudo, incluindo avaliações e outras despesas relacionadas ao projeto. Caso haja necessidade, o transporte será custeado pelos pesquisados envolvidos.

Este projeto também implica em **benefícios** para o participante, como conhecer seu perfil físico, exames de composição corporal, acompanhados por um profissional.

O pesquisador responsável poderá ser contatado pelos telefones (51) 3308-5894 ou (51) 99923-0663, assim como seus orientandos pelo fone (51) 99396-2894, (51) 99220-6055 e (51) 99305-1657 para qualquer dúvida ou problema a respeito da sua participação nessa pesquisa. Também, se você sentir qualquer violação dos seus direitos, você poderá

contatar o Comitê de Ética e Pesquisa da UFRGS, pelo telefone (51) 3308-3738. Qualquer evento adverso grave será informado ao CEP em menos de 48h seguintes a ocorrência. Durante o andamento desse estudo você poderá se recusar a prosseguir a qualquer momento e poderá pedir desligamento da pesquisa.

Uma via deste documento ficará com você e a outra ficará guardada com os pesquisadores desse projeto. Ambas as vias vão estar assinadas por você e pelo pesquisador responsável.

Tendo conhecimento integral das informações relativas à minha participação no referido projeto de pesquisa, eu \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_ declaro minha concordância em participar do mesmo.

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

Assinatura do participante:

\_\_\_\_\_

Nome do pesquisador:

\_\_\_\_\_

Assinatura do pesquisador:

\_\_\_\_\_