

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

Rodrigo Luiz Neske Rabuske

**TORQUE NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO E ATIVIDADE MIOELÉTRICA DO
BÍCEPS FEMORAL – CABEÇA LONGA E SEMITENDÍNEO DURANTE OS
EXERCÍCIOS NÓRDICO DE ISQUIOTIBIAIS E FLEXÃO EXCÊNTRICA DE
JOELHOS**

Porto Alegre,
2023

**TORQUE NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO E ATIVIDADE MIOELÉTRICA DO
BÍCEPS FEMORAL – CABEÇA LONGA E SEMITENDÍNEO DURANTE OS
EXERCÍCIOS NÓRDICO DE ISQUIOTIBIAIS E FLEXÃO EXCÊNTRICA DE
JOELHOS**

Trabalho apresentado à banca avaliadora junto ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito parcial para o título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto

Porto Alegre,
2023

Rodrigo Luiz Neske Rabuske

**TORQUE NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO E ATIVIDADE MIOELÉTRICA DO
BÍCEPS FEMORAL – CABEÇA LONGA, E SEMITENDÍNEO DURANTE OS
EXERCÍCIOS NÓRDICO DE ISQUIOTIBIAIS E FLEXÃO EXCÊNTRICA DE
JOELHOS**

Comissão de avaliação:

Professora Doutora Caroline Pietta Dias
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Professor Doutor Eduardo Lusa Cadore
Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Professor Doutor Sandro Remo Martins Neves Ramos Freitas
Universidade Federal de Lisboa

CIP - Catalogação na Publicação

Neske Rabuske, Rodrigo Luiz

Torque na articulação do joelho e atividade mioelétrica do bíceps femoral - cabeça longa e semitendíneo durante os exercícios nórdico de isquiotibiais e flexão excêntrica de joelhos. / Rodrigo Luiz Neske Rabuske. -- 2023.

55 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, 2023.

1. Exercício Nórdico de isquiotibiais. 2. Força excêntrica. 3. Atividade mioelétrica. 4. Bíceps femoral cabeça longa. 5. Semitendíneo. I. Pinto, Ronei Silveira, orient. II. Título.

AGRADECIMENTOS

Para a minha mãe, Laura M. Neske. Você foi a primeira pessoa a acreditar em mim e todas as conquistas que eu alcancei só foram possíveis porque você acreditou e lutou muito para tornar todas elas possíveis. Na verdade, todas as conquistas são nossas. Mãe, a importância que você tem na minha trajetória é algo que não pode ser medido ou mensurado. A ti serei eternamente grato. MUITÍSSIMO obrigado.

Ao meu orientador Prof. Ronei Silveira Pinto, obrigado por ter acreditado que eu poderia integrar o Grupo de Pesquisa em Treinamento de Força (GPTF) e por todos os momentos de aprendizado, de trabalho, projetos e discussões. Ao Régis Radaelli que me apresentou ao tema de pesquisa que hoje é tema da minha dissertação de mestrado, obrigado pela amizade, paciência, ensinamentos e oportunidades. À Clarissa M. Brusco que proporcionou diversos momentos de aprendizagem na pesquisa, nas avaliações, no convívio. Muito obrigado Issa.

Aos colegas de GPTF que hoje são egressos do grupo, como o Pedro Lopez, Rafael Grazioli, Maurício Pechina, Juliana Teodoro e Diana Muller. Obrigado por todos os momentos que compartilhamos, eles foram muito importantes para minha formação. Aos atuais colegas de GPTF, Gabriela Martini, Filipe Veeck, Israel Trapaga, Raphael Fortes, Bruno Strey, Carol Silveira e Felipe Posselt, muito obrigado pela colaboração e pelos momentos e experiências compartilhados dentro e fora do laboratório.

Hélder Rodrigues e Laura Zandavalli, vocês foram as pessoas que estiveram comigo do início ao fim do curso de mestrado. Além disso, vocês viabilizaram a execução do meu projeto pela imensa ajuda que tive de vocês. Pela amizade que desenvolvemos, pelo trabalho que realizamos, pela parceria dentro e fora da UFRGS, muito obrigado! Ao meu melhor amigo, Rodrigo Leal de Menezes. Você sempre foi um facilitador de todas as etapas que passamos, desde a graduação até o final do mestrado. Obrigado por todo o suporte e parceria desde o início.

Aproveito para agradecer mais uma vez para a banca de defesa do meu projeto por todo o processo de avaliação e que contou com a presença da Professora Caroline Pietta Dias e dos Profs. Eduardo Cadore e Sandro Freitas. Agradeço também a todas as pessoas do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX), em especial para Marli, Luciano, Cláudio e Alex.

RESUMO

INTRODUÇÃO: O exercício Nórdico de isquiotibiais (NHE) parece ser uma estratégia de treinamento eficaz na redução da incidência de lesões de isquiotibiais por estiramento (Leslsquios). Todavia, a amplitude de movimento (ADM) desenvolvida durante o exercício é, na maioria das vezes, limitada, o que parece afetar drasticamente o torque excêntrico dos flexores de joelho e, como consequência, a atividade excêntrica dos músculos isquiotibiais. A descrição e comparação do torque excêntrico durante a execução do NHE e da flexão excêntrica máxima de joelho (FEJ - em dinamômetro isocinético) auxiliará a entender se e como o torque excêntrico do NHE se relaciona com o desempenho máximo de flexores de joelho, um dos principais parâmetros de risco de Leslsquios. Além disso, a atividade mioelétrica de bíceps femoral cabeça longa (BFcl), o músculo mais acometido por Leslsquios, e do semitendíneo (SMT) deve ampliar o entendimento do perfil de atividade mioelétrica dos isquiotibiais e, a partir disso, proporcionar informações essenciais para o desenvolvimento de estratégias de treinamento.

OBJETIVO: Avaliar a curva de torque excêntrico na articulação do joelho e o nível de atividade mioelétrica do BFcl e do SMT durante o exercício NHE e, adicionalmente, comparar o comportamento destes parâmetros em relação ao exercício de flexão isocinética excêntrica de joelhos (FEJ) realizada em ADM total, verificando assim o potencial de atividade muscular durante a execução do NHE.

MÉTODOS: Dezoito indivíduos participaram do estudo (5 mulheres) com idade média de $28,4 \pm 4,7$ anos, $172,9 \pm 8,9$ cm de estatura, $73,8 \pm 15,3$ quilogramas e percentual de gordura de $24,5 \pm 7,4\%$, dos quais 16 foram classificados como ativos ou muito ativos e como 2 irregularmente ativos. Ambos os exercícios foram avaliados em um dinamômetro isocinético, sendo possível avaliar os parâmetros de interesse nos 90° de ADM de flexão de joelho. Cinco repetições foram realizadas em cada exercício (i.e., NHE e FEJ) e a repetição de maior pico de torque foi utilizada na análise. O NHE foi realizado de forma tradicional, enquanto a FEJ foi avaliada na velocidade de $60^\circ \cdot s^{-1}$, ambos tendo sido iniciados com os joelhos flexionados em 90° (0° = extensão total). A ADM desenvolvida foi dividida em 10 momentos (cada um representando 10% da ADM) a partir do *Onset* de torque (média + 3 desvios padrões dos níveis basais de torque) até a máxima ADM alcançada nos exercícios para todas as variáveis. O torque excêntrico na articulação do joelho e a atividade mioelétrica de BFcl e SMT foram avaliadas em cada exercício nos diferentes momentos (i.e., a cada 10%) e posteriormente comparadas entre os exercícios em cada momento.

RESULTADOS: O momento em que o pico de torque foi alcançado durante o NHE ($66,94 \pm 12,25\%$) foi diferente do observado na FEJ ($83,06 \pm 12,07\%$; $p < 0,05$). A ANOVA de medidas repetidas mostrou que os valores médios de torque durante o NHE são diferentes ($F_{2,46}; 41,80 = 62,51$; $p < 0,001$), com incremento do torque do *Onset* até 50% do exercício e redução entre 81 e 100% ($p < 0,05$). Da mesma forma, a ANOVA de medidas repetidas mostrou que os valores médios de torque durante a FEJ foram diferentes ($F_{1,89}; 32,14 = 83,82$; $p < 0,001$), com incrementos do torque do *Onset* até 70% do exercício e redução entre 91 e 100% ($p < 0,05$). Quando o torque excêntrico em cada momento foi comparado entre os exercícios, o NHE apresentou valores médios inferiores à FEJ em 10, 90 e 100% da ADM ($p < 0,05$). A ANOVA de medidas repetidas de Friedman identificou que os níveis médios de atividade mioelétrica de BFcl durante o NHE são diferentes ($\chi^2 = 143,92$; $p < 0,001$),

apresentando incremento nos níveis de atividade mioelétrica do *Onset* até 40% e redução entre 81 e 100% ($p < 0,05$). De modo semelhante, a ANOVA de medidas repetidas de Friedman identificou que os níveis médios de atividade mioelétrica de BFcl durante a FEJ foram distintos ($\chi^2 = 103,49$; $p < 0,001$), com incremento dos níveis de atividade mioelétrica do *Onset* até 30% e redução entre 91 e 100% ($p < 0,05$). Quando o nível de atividade mioelétrica de BFcl em cada momento foi comparado entre os exercícios, o NHE apresentou valores médios inferiores à FEJ em 10, 90 e 100% ($p < 0,05$). A ANOVA de medidas repetidas de Friedman mostrou que os níveis médios de atividade mioelétrica de SMT desenvolvidos durante o NHE foram distintos ($\chi^2 = 135,06$; $p < 0,001$), com incremento dos níveis de atividade mioelétrica do *Onset* até 30% e redução de 71 a 100% ($p < 0,05$). Ainda, a ANOVA de medidas repetidas de Friedman identificou que os níveis médios de atividade mioelétrica de SMT durante a FEJ foram diferentes ($\chi^2 = 96,57$; $p < 0,001$), demonstrando incremento dos níveis de atividade mioelétrica do *Onset* até 20% e posterior redução entre 91 e 100% ($p < 0,05$). Quando o nível de atividade mioelétrica de SMT em cada momento foi comparado entre os exercícios, o NHE apresentou valores médios inferiores à FEJ em 10, 20, 90 e 100% ($p < 0,05$). **CONCLUSÃO:** O melhor desempenho de flexores de joelho observado durante a execução do NHE não parece ocorrer na mesma ADM em que os flexores de joelho possuem maior capacidade de produção de torque, observado na FEJ, e na qual há maior atividade mioelétrica de BFcl e SMT, sobretudo no início e final do movimento da FEJ.

PALAVRAS-CHAVE: torque excêntrico; eletromiografia de superfície; isquiotibiais; flexores de joelho.

ABSTRACT

INTRODUCTION: Nordic hamstring exercise (NHE) seems to be an effective training strategy to reduce the hamstring strain injuries (HSI) incidence. However, the developed range of motion (ROM) during NHE is limited in most cases, which seems to drastically affect the knee flexors eccentric torque and the hamstring muscles eccentric activity. The description and comparison of the eccentric torque during the NHE with a maximum eccentric knee flexion (EKF – tested with isokinetic dynamometer) will contribute to understand if and how the eccentric torque of NHE is related to the maximum performance of knee flexors, one of the main risk factors for hamstring injuries. Furthermore, the myoelectric activity of biceps femoris long head (BF_{lh}), the muscle most affected by HSI, and the semitendinosus (SMT) should broaden the understanding of myoelectric activity profile of the hamstrings and provide essential information for the development of training strategies. **AIM:** To evaluate the knee joint eccentric torque curve and myoelectric activity level of both BF_{lh} and SMT during the NHE and, additionally, compare the behavior of these parameters with those observed in isokinetic eccentric knee flexion (EKF) performed with complete ROM, thus verifying the potential of muscular activity during the NHE. **METHODS:** Eighteen individuals participated in the study (5 women) with a mean of 28.4 ± 4.7 years age, 172.9 ± 8.9 cm height, 73.8 ± 15.3 kilograms weight and a fat percentage of $24.5 \pm 7.4\%$, of which 16 were classified as active or very active and 2 as irregularly active. Both exercises were evaluated using an isokinetic dynamometer, making it possible to evaluate all parameters with 90° ROM of knee flexion. Five repetitions were performed for each exercise (i.e., NHE and EKF) and to perform the analysis the repetition with highest peak torque was used. Traditional NHE was performed, while the EFJ was tested at $60^\circ \cdot s^{-1}$ speed, both starting with 90° of knee flexion (0° = total extension). The developed ROM was splitted into 10 moments (each one representing 10% of ROM) from the torque Onset (mean + 3 standard deviations from the baseline torque levels) until the maximum ROM reached for all exercise variables. The analysis of knee joint eccentric torque and BF_{cl} and SMT myoelectric activity were tested within each exercise at different times (i.e., every 10%) and subsequently compared between exercises at each time. **RESULTS:** The NHE peak torque moment ($66.94 \pm 12.25\%$) was different from EKF moment ($83.06 \pm 12.07\%$; $p < 0.05$). The repeated measures ANOVA revealed that NHE mean torque values are different ($F_{2,46}$; $41.80 = 62.51$; $p < 0.001$), with an increase from torque Onset up to 50% and a reduction between 81 and 100% ($p < 0.05$). Likewise, the repeated measures ANOVA showed that EKF mean torque values were different ($F_{1,89}$; $32.14 = 83.82$; $p < 0.001$), with increments from torque Onset up to 70% and reduction between 91 and 100% ($p < 0.05$). When the eccentric torque at each moment was compared between the exercises, the NHE presented lower mean values than EKF in 10, 90 and 100% of the ROM ($p < 0.05$). Friedman's ANOVA identified that NHE mean BF_{lh} myoelectric activity levels are different ($\chi^2 = 143.92$; $p < 0.001$), highlighting increasing myoelectric activity levels from Onset up to 40% and reduction between 81 and 100% ($p < 0.05$). Similarly, Friedman's ANOVA identified that mean EKF BF_{lh} myoelectric activity levels were different ($\chi^2 = 103.49$; $p < 0.001$), with increasing myoelectric activity levels from Onset up to 30% and reduction between 91 and 100% ($p < 0.05$). When BF_{lh} myoelectric activity levels at each moment were compared between exercises the NHE presented lower mean values than the EKF in 10, 90 and 100% ($p < 0.05$). Friedman's ANOVA showed that mean NHE SMT myoelectric activity levels were different ($\chi^2 = 135.06$; $p < 0.001$),

with increase in the myoelectric activity levels from Onset up to 30% and reduction between 71 to 100% ($p < 0.05$). Furthermore, Friedman's ANOVA identified that mean EKF SMT myoelectric activity levels were different ($\chi^2 = 96.57$; $p < 0.001$), demonstrating increase in from Onset up to 20% and later reduction between 91 and 100% ($p < 0.05$). When SMT myoelectric activity level was compared at each moment between exercises, the NHE presented lower mean values than the EKF in 10, 20, 90 and 100% ($p < 0.05$). **CONCLUSION:** The greater NHE knee flexors performance does not seem to match the observed EKF ROM which knee flexors possess the greater torque production capacity which also represented BFcl and SMT higher myoelectric activity levels, at the start and at the end of EKF.

KEYWORDS: eccentric torque; surface electromyography; hamstrings; knee flexors.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Ilustração da posição inicial (A) e final (B) do NHE.....	39
Figura 2. Ilustração da análise do NHE de acordo com a ADM do exercício.....	40
Figura 3. Média e desvio padrão do torque em cada momento durante o NHE e FEJ.....	41
Figura 4. Média e desvio padrão da atividade de BFcl em cada momento durante o NHE e FEJ.....	42
Figura 5. Média e desvio padrão da atividade de SMT em cada momento durante o NHE e FEJ.....	43

LISTA DE ABREVIações

ADM	– amplitude(s) de movimento(s);
ANOVA	– análise de variância;
BFcc	– bíceps femoral cabeça curta;
BFcl	– bíceps femoral cabeça longa;
BPA	– <i>break point angle</i> ;
DI	– dinamometria isocinética/dinamômetro isocinético;
FEJ	– flexão excêntrica de joelho;
GST	– gastrocnêmios laterais e mediais;
IL	– isquiotibial lateral;
IM	– Isquiotibiais mediais;
Leslsquios	– lesão de isquiotibiais por estiramento;
NHE	– <i>Nordic hamstring exercise</i> /exercício Nórdico de isquiotibiais;
SMM	– semimembráceo;
SMT	– semitendíneo;
TF	– treinamento de força.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
1.1 OBJETIVO	15
2 REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1 OS MÚSCULOS ISQUIOTIBIAIS	16
2.2 EQUILÍBRIO ARTICULAR DO JOELHO E LESÕES.....	17
2.3 EXERCÍCIO NÓRDICO DE ISQUIOTIBIAIS	18
2.4 DESEMPENHO DE FLEXORES DE JOELHO	21
3 TORQUE NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO E ATIVIDADE MIOELÉTRICA DO BÍCEPS FEMORAL – CABEÇA LONGA, E SEMITENDÍNEO DURANTE OS EXERCÍCIOS NÓRDICO DE ISQUIOTIBIAIS E FLEXÃO EXCÊNTRICA DE JOELHOS.....	
3.1 INTRODUÇÃO.....	
3.2 MÉTODOS.....	
3.2.1 Procedimentos	
3.2.2 Atividade mioelétrica de isquiotibiais.....	
3.2.3 Testes de força.....	
3.2.4 Contrações isométricas voluntárias máximas	
3.2.5 Exercício Nórdico de isquiotibiais.....	
3.2.6 Flexão de joelho na posição de decúbito ventral	
3.3 TRATAMENTO DOS DADOS.....	
3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	
3.5 RESULTADOS	
3.5.1 Torque excêntrico.....	
3.5.2 Atividade mioelétrica de Bíceps Femoral Cabeça Longa	
3.5.3 Atividade mioelétrica de Semitendíneo	

3.6 DISCUSSÃO.....	
3.6.1 Torque.....	
3.6.2 Atividade mioelétrica de bíceps femoral cabeça longa.....	
3.6.3 Atividade mioelétrica de semitendíneo.....	
3.7 CONCLUSÃO	
3.8 LIMITAÇÕES	
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	44
REFERÊNCIAS.....	46
ANEXOS	51

1 INTRODUÇÃO

A Leslsquios é uma das lesões mais frequente em diversas modalidades esportivas (CREMA *et al.*, 2018). Apesar da severidade da Leslsquios ser considerada baixa (BAHR; CLARSEN; EKSTRAND, 2018), a alta taxa de reincidência (EKSTRAND; HÄGGLUND; WALDÉN, 2011; GREEN *et al.*, 2020) pode ocasionar alto custo financeiro (HICKEY *et al.*, 2014) e longos períodos de afastamento da prática. Por outro lado, o NHE parece ser uma estratégia de treinamento importante para reduzir o risco de acometimento de Leslsquios, proporcionando adaptações de força excêntrica e morfológicas (ALONSO-FERNANDEZ; DOCAMPO-BLANCO; MARTINEZ-FERNANDEZ, 2018a; RIBEIRO-ALVARES *et al.*, 2018; WHYTE *et al.*, 2021) e reduzindo em até 50% a incidência de Leslsquios quando há aderência ao treinamento com o exercício (VAN DYK; BEHAN; WHITELEY, 2019).

O NHE é um exercício que apresenta carga relativa incremental à medida que o indivíduo alcança maiores ADM. Devido a esse incremento, até mesmo atletas de alto nível podem não conseguir resistir/suportar a ADM completa do exercício (BOURNE *et al.*, 2015a) levando à execução sob ADM parcial, ou seja, em algum momento da ADM ocorre a falha excêntrica, também chamada de BPA (SCONCE *et al.*, 2021a). Em termos de desempenho cinético muitas vezes o interesse está no valor de pico de torque excêntrico de flexores de joelho alcançado durante o NHE, que coincide com o BPA e frequentemente é utilizado como um parâmetro de risco de Leslsquios (BOURNE *et al.*, 2015a; OPAR *et al.*, 2015a; TIMMINS *et al.*, 2016). Além disso, a atividade dos isquiotibiais é frequentemente avaliada até o BPA (ŠARABON *et al.*, 2019; SUSKENS *et al.*, 2023a), apesar de existirem evidências de que existe atividade após a falha excêntrica (ŠARABON *et al.*, 2019; SUSKENS *et al.*, 2023a). Nas duas situações, o desempenho de torque e atividade observados durante o NHE não é realizado da posição inicial até a final do exercício (de 90° de flexão de joelhos até 0° = máxima extensão de joelhos). Isso dificulta a descrição do desempenho cinético e de atividade mioelétrica durante o NHE pois não é possível saber se o indivíduo alcançou o desempenho máximo dos flexores de joelho, que ocorre nas amplitudes finais, em aproximadamente em 30° de flexão de joelhos (KULIG; ANDREWS; HAY, 1984).

Dessa forma, para entender como essas variáveis se comportam durante todos os momentos do NHE, é preciso avaliá-lo da posição inicial (i.e., de 90° de flexão de joelhos) até a ADM final máxima que os indivíduos conseguem alcançar, mesmo após o BPA. Além disso, o desempenho cinético de flexores de joelho e de atividade mioelétrica de isquiotibiais podem ser testados durante uma FEJ isocinética, o que possibilita avaliar o desempenho máximo dessas variáveis durante toda a ADM (i.e., de 90° de flexão de joelhos e 0° = máxima extensão de joelhos). Assim, de posse do comportamento das variáveis torque excêntrico e atividade mioelétrica de BFcl e SMT mensurados em condições máximas em toda a ADM da FJE, será possível comparar o comportamento das mesmas com o NHE.

1.1 OBJETIVO

Avaliar a curva de torque na articulação do joelho e o nível de ativação mioelétrica do BFcl e do SMT durante o exercício NHE e, adicionalmente, comparar o comportamento destes parâmetros em relação ao exercício FEJ levando em consideração a ADM total, verificando assim o potencial de ativação muscular durante a execução do NHE.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 OS MÚSCULOS ISQUIOTIBIAIS

Os músculos isquiotibiais são os principais flexores de joelho localizados na região posterior da coxa. Compostos pelo bíceps femoral cabeça longa (BFcl), semitendíneo (SMT) e semimembráceo (SMM), eles compartilham sua origem na região da tuberosidade isquiática (FEUCHT *et al.*, 2015) e têm inserções na região da pata de ganso (pes anserinus; para SMT e SMM) e na região do processo estiloide da fíbula - para BFcl (TUBBS *et al.*, 2006). Isto é, os músculos isquiotibiais possuem origem na articulação do quadril e cruzam a articulação do joelho. Assim, a ação primária dos isquiotibiais é de produzir movimentos na articulação do joelho - flexão de joelho -, embora também atuem de forma coadjuvante em movimentos na articulação do quadril - extensão do quadril.

O SMM é localizado na posição póstero-medial da coxa, possui maior quantidade de massa muscular e suas fibras apresentam maior ângulo de penação em relação aos demais músculos do grupo. Logo, o SMM apresenta a maior área de secção transversa fisiológica, o que faz dele o músculo isquiotibial com a maior capacidade de produzir força. Porém, o SMM possui o menor comprimento de fascículo entre os músculos isquiotibiais e, como consequência, sua capacidade de excursão o torna mais limitado a estresses de alongamento (KELLIS *et al.*, 2012; WOODLEY; MERCER, 2005). Além disso, o SMM compartilha inserção na mesma região que o SMT, o que os confere a classificação de isquiotibiais mediais (IM).

As características morfológicas do SMT, por outro lado, parecem ser opostas às do SMM. O SMT é o isquiotibial de menor massa muscular e, devido ao arranjo fusiforme de suas fibras, possui ângulo de penação muito pequeno. Dessa forma, o SMT apresenta a menor área de secção transversa fisiológica dos 3 isquiotibiais, o que torna limitada sua contribuição na produção de força em relação ao SMM e BFcl. Apesar disso, a unidade músculo-tendínea do SMT é a maior quando comparada aos outros isquiotibiais, o que parece conferir a esse músculo maior capacidade de resistir a estresses de alongamento (KELLIS, 2018; KELLIS *et al.*, 2012; WOODLEY; MERCER, 2005).

Já o músculo BFcl possui sua inserção na porção lateral da perna, compartilhada também com o côndilo lateral do fêmur e com o tendão poplíteo

(TUBBS *et al.*, 2006), e por isso é classificado como isquiotibial lateral (IL). Em relação aos IM, o BFcl possui destaque apenas quanto ao seu maior comprimento muscular (KELLIS *et al.*, 2012; WOODLEY; MERCER, 2005). Isto é, o BFcl apresenta o ângulo de penação de suas fibras, assim como o comprimento de fascículos e o volume muscular intermediários em relação ao demais músculos isquiotibiais, o que também reflete na sua capacidade de produção de força (KELLIS, 2018). Assim, apesar de compartilharem as mesmas ações musculares (flexão de joelho/extensão de quadril), as características morfológicas distintas dos músculos isquiotibiais tornam heterogêneas suas respostas ao estresse externo (KELLIS, 2018). Logo, entender a dinâmica da atividade mioelétrica desse grupo muscular em diferentes condições pode ajudar a otimizar o planejamento de programas de treinamento, bem como, auxiliar na tomada de decisões junto ao processo de reabilitação deste grupo muscular.

2.2 EQUILÍBRIO ARTICULAR DO JOELHO E LESÕES

Os músculos isquiotibiais são recrutados de forma importante em atividades esportivas de alta intensidade, com no sprint e no chute. Essas ações esportivas complexas são sucessivamente repetidas durante uma partida, seja ela de nível recreativo ou profissional, pois são ações determinantes para o desempenho desportivo e para o resultado dos jogos. Nesse contexto, os músculos isquiotibiais desempenham papel fundamental no equilíbrio das forças resultantes que atuam na articulação do joelho, ao contrabalancear o momento de translação anterior e rotação interna da tibia, gerados pela ação agonista dos músculos do quadríceps (BARATTA *et al.*, 1988; HERZOG; READ, 1993). Todavia, os músculos flexores de joelho – considerando também o bíceps femoral cabeça curta e os gastrocnêmios mediais e laterais – são fadigados em maior magnitude do que os extensores de joelho (PINTO *et al.*, 2018), o que pode gerar uma condição de fragilidade no equilíbrio articular do joelho, queda na capacidade de produção de força rápida, dano muscular, chance aumentada de lesões ligamentares e, em especial, de Leslsquios.

A Leslsquios é a lesão muscular de membros inferiores mais frequente em diversos esportes (CREMA *et al.*, 2018), em especial no futebol (EKSTRAND;

HÄGGLUND; WALDÉN, 2011). Apesar de sua severidade baixa (BAHR; CLARSEN; EKSTRAND, 2018) quando comparadas com lesões de rompimento do ligamento cruzado anterior, por exemplo, existe alta taxa de reincidência em atletas com histórico de Lesões prévias (EKSTRAND; HÄGGLUND; WALDÉN, 2011; GREEN *et al.*, 2020), o que pode causar longos períodos de afastamento, prejuízo no desempenho individual dos atletas e alto custo de tratamento para os clubes e/ou praticantes (HICKEY *et al.*, 2014). Isso torna essencial o desenvolvimento de estratégias capazes de detectar precocemente o risco de Lesões através da utilização de parâmetros associados com a incidência desse tipo de lesão.

A Lesão parece ocorrer na fase final do ciclo da corrida, quando os isquiotibiais são contraídos excentricamente para desacelerar o momento gerado pela combinação entre flexão de quadril e extensão de joelho (CHUMANOV *et al.*, 2012; SCHACHE *et al.*, 2009; SUN *et al.*, 2015). É nessa fase do movimento que os isquiotibiais atingem o pico de produção de força, o pico de estiramento e a maior absorção de energia na tentativa de frear o movimento combinado das articulações do quadril e do joelho (SCHACHE *et al.*, 2012). Assim, a força excêntrica de flexores de joelho foi identificada como um dos principais fatores de risco modificáveis de Lesões, e a avaliação da condição cinética de desempenho dos flexores de joelho passou a ser utilizada tanto para a identificação do risco de lesão de atletas quanto na liberação para o retorno à prática integral após a ocorrência da lesão (BOURNE *et al.*, 2015a; OPAR *et al.*, 2015b; TIMMINS *et al.*, 2016). Com a inclusão da força excêntrica de flexores de joelho como um fator de risco modificável de Lesões, estratégias de intervenção de treinamento de força têm sido reportadas/exploradas na literatura, com atenção especial voltada aos exercícios excêntricos.

2.3 EXERCÍCIO NÓRDICO DE ISQUIOTIBIAIS

Uma das principais intervenções utilizadas para incrementar a força excêntrica de flexores de joelho é o NHE. O NHE surgiu como uma estratégia barata e de fácil implementação. Mais tarde, o treinamento com o NHE demonstrou aumentar a força excêntrica de flexores de joelho em relação a outros tipos de intervenções, como o treino concêntrico deste grupo muscular (ARNASON *et al.*,

2008; MJOLSNES *et al.*, 2004). Estudos longitudinais que utilizaram o NHE demonstraram que mesmo curtos períodos de treinamento (i.e., 4 semanas) são capazes de incrementar de forma significativa a força excêntrica de flexores de joelho em cerca de 13-19% (RIBEIRO-ALVARES *et al.*, 2018; WHYTE *et al.*, 2021). Além disso, após 4 semanas de treinamento com o NHE a arquitetura - comprimento de fascículo - de BFcl foi incrementada de maneira significativa em aproximadamente 24%(ALONSO-FERNANDEZ; DOCAMPO-BLANCO; MARTINEZ-FERNANDEZ, 2018).

Essas adaptações corroboram a suposta explicação de como ocorre a proteção induzida pelo uso do NHE e sua eficácia na redução da incidência de aproximadamente 60% das Lesões (ARNASON *et al.*, 2008; PETERSEN *et al.*, 2011). Mais recentemente, através da utilização de métodos mais robustos de análise (i.e., metanálise), foi demonstrado que o NHE é capaz de reduzir o acometimento de Lesões em 50% quando a aderência ao protocolo de treinamento usando o exercício é adequada (VAN DYK; BEHAN; WHITELEY, 2019). Apesar disso, a utilização do NHE na prática enfrenta alguma resistência. Por se tratar de um exercício excêntrico, há a possibilidade de o NHE causar dano muscular e dor muscular tardia, o que faz a aderência ao treinamento ser baixa mesmo no mais alto nível competitivo do futebol (BAHR; THORBORG; EKSTRAND, 2015). Não obstante, mesmo com a eficácia do NHE comprovada, os índices de Lesões no futebol têm aumentado a cada ano nas últimas décadas (EKSTRAND; WALDÉN; HÄGGLUND, 2016).

Ainda que a efetividade do NHE na redução de Lesões esteja reconhecida, os mecanismos por trás desse efeito ainda precisam ser mais bem elucidados. A atividade mioelétrica tem sido reconhecida e utilizada como uma ferramenta para avaliar o estímulo neural que chega até um músculo ou grupo muscular. Através dessa técnica, é possível determinar se um músculo está ou não ativo e, em termos relativos, quantificar o nível atividade elétrica que está até ele chegando (VIGOTSKY *et al.*, 2018). Dessa forma, a eletromiografia de superfície tem sido utilizada para desvendar o perfil de atividade dos músculos isquiotibiais em diferentes condições.

No caso do NHE, o nível de atividade tanto de IL quanto de IM, medido através da eletromiografia, parece aumentar no 1/3 intermediário e final da ADM (IGA *et al.*, 2012). Em consonância, durante o NHE a atividade mioelétrica de BFcl

parece ser maior naqueles indivíduos que conseguem desempenhar/suportar o exercício até maiores amplitudes (DITROILO; DE VITO; DELAHUNT, 2013). A atividade mioelétrica, em especial de BFcl, proporciona informações importantes sobre como cada exercício recruta o IL e isso é essencial para o desenvolvimento de estratégias de treinamento e de prevenção de Lesões, uma vez que esse músculo (BFcl) concentra a maior parte das Lesões (DE SMET; BEST, 2000; KOULOURIS; CONNELL, 2003). A causa desse fenômeno ainda é incerta, mas existem evidências de que as características morfológicas dos isquiotibiais (KELLIS, 2018) e a arquitetura do BFcl (TIMMINS *et al.*, 2016) podem acentuar a fragilidade desse músculo.

O NHE tem como característica um aumento progressivo de sua carga relativa durante a progressão do exercício. Isto é, à medida que o executante avança para maiores ADM, o centro de massa corporal é afastado gradativamente do eixo de rotação da articulação dos joelhos, o que aumenta o momento do exercício, e que é máximo na posição de completa extensão dos joelhos (0°). Como grande parte da massa corporal do indivíduo é utilizada durante o NHE, o momento gerado nas amplitudes finais (próximo da máxima extensão dos joelhos) é muito grande, o que impede muitas vezes a realização da fase concêntrica. Na fase excêntrica, mesmo atletas de alto nível competitivo muitas vezes não são capazes de resistir até a amplitude de máxima extensão do joelho (BOURNE *et al.*, 2015). Isto é, em alguma posição angular da ADM do NHE, que varia de indivíduo para indivíduo, o momento gerado pelo NHE supera a capacidade de produção de força excêntrica dos flexores de joelho, resultando na falha do exercício e na execução do NHE sob uma ADM parcial.

Após a falha excêntrica – BPA (SCONCE *et al.*, 2021b), grande quantidade de torque/sobrecarga externa do NHE não é aplicada de forma ativa aos flexores de joelho. A atividade mioelétrica de isquiotibiais corrobora com isso, pois a atividade dos isquiotibiais parece diminuir após a falha no NHE (SUSKENS *et al.*, 2023), o que coincide com a redução da sobrecarga externa do exercício e o “desligamento” da atividade neural enviada aos isquiotibiais para produção de força ativa (IGA *et al.*, 2012). Portanto, a produção máxima de força e a atividade mioelétrica dos músculos isquiotibiais durante a execução do NHE parece ser dependente da amplitude em que o exercício é realizado e, sobretudo, do BPA de cada indivíduo.

2.4 DESEMPENHO DE FLEXORES DE JOELHO

A dinamometria isocinética (DI) é um método de avaliação de desempenho considerado como padrão ouro (VAN DYK; WITVROUW; BAHR, 2018), demonstrando alta confiabilidade em seus resultados (IMPELLIZZERI *et al.*, 2008). Apesar de ser uma avaliação considerada de alto custo, a DI possibilita a avaliação mais acurada de parâmetros de desempenho muscular, com dados fidedignos que podem ser associados com o risco de Lesões (GREEN; BOURNE; PIZZARI, 2018). O teste isocinético consiste na realização de ações motoras com velocidade angular controlada, isto é, a DI mensura a produção de força durante toda a ADM pré-determinada, sendo a velocidade mantida constante em boa parte do movimento. Dessa forma, o desempenho excêntrico dos flexores de joelho pode ser avaliado em durante toda a ADM (i.e., em todos os ângulos avaliados). O desempenho nesse caso é máximo porque a DI realiza o controle do movimento (i.e., velocidade) empregando resistência proporcional à que é aplicada pelo indivíduo, de modo que a curva de força/torque desenvolvida se adapta à mecânica interna do grupo muscular que está sendo testado (BALZOPoulos; BRODIE, 1989). Adicionalmente, no dinamômetro isocinético, os flexores de joelho podem ser testados em diferentes posições. Uma delas é a flexão de joelhos na posição de decúbito ventral que, assim como ocorre no NHE, possibilita avaliar os flexores de joelho com posição articular de quadril aproximadamente neutra (posição neutra = 0° de extensão/flexão de quadril).

O desempenho de flexores de joelho visualizado na relação força-comprimento ou torque-ângulo já foi descrito anteriormente (KULIG; ANDREWS; HAY, 1984; ONISHI *et al.*, 2002). A curva que representa a relação torque-ângulo dos flexores de joelho possui um comportamento ascendente quando ela é observada a partir de 90° de flexão até a máxima extensão de joelhos (0°). Logo, é possível perceber que os flexores de joelho possuem maior capacidade de produzir força/torque em amplitudes próximas à máxima extensão (KULIG; ANDREWS; HAY, 1984), em torno de 30° de flexão (ONISHI *et al.*, 2002). Isso parece ocorrer em razão do aumento da contribuição relativa de BFcl e SMM na produção de força à medida que a amplitude articular é alterada para amplitudes próximas à máxima extensão (KELLIS; BLAZEVIK, 2022).

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O objetivo principal da presente dissertação foi avaliar a curva de torque na articulação do joelho e o nível de ativação mioelétrica do BFcl e do SMT durante o exercício NHE e, adicionalmente, comparar o comportamento destes parâmetros em relação ao exercício FEJ levando em consideração a ADM máxima desenvolvida pelos participantes, verificando assim o potencial de ativação muscular durante a execução do NHE. Ao conhecimento dos autores, esse é o primeiro estudo a avaliar o NHE em períodos (percentuais da ADM completa), e descrever o comportamento do torque e atividade mioelétrica durante o exercício, comprando-os com uma condição isocinética máxima (FEJ).

Entre os resultados foi verificado que o BPA (i.e., pico de torque) durante o NHE não coincide com o momento em que os flexores de joelho possuem a maior capacidade de produzir força/torque. Além disso, a produção de torque foi estatisticamente inferior durante o NHE nos momentos iniciais (10%) e nos momentos finais (90 e 100%). Dessa forma, o presente estudo destaca a importância de avaliar a curva de torque associada à amplitude de movimento em que o NHE é executado, sendo este progressivo durante a ADM do exercício. Apesar de uma opção mais barata, utilizar apenas o valor de PT do NHE pode não representar o desempenho máximo dos flexores de joelho, especialmente no final do NHE quando os valores foram inferiores à FEJ ($p < 0,05$). Dessa forma, uma vez que a força excêntrica é um dos principais parâmetros associados ao risco de Lesões e considerando-se a dissociação observada no presente estudo entre os valores mensurados na FEJ (i.e., condição máxima) e aqueles verificados durante o NHE, a utilização do NHE como estratégia de avaliação da força excêntrica máxima de flexores de joelho parece ser inadequada e que potencialmente podem ocasionar tomadas de decisões equivocadas quanto ao risco de Lesões.

A atividade mioelétrica que é frequentemente utilizada para descrever o perfil de atividade de IL e IM (i.e., BFcl e SMT, respectivamente), demonstrou que o NHE apresenta níveis inferiores de atividade em relação à FEJ, nos momentos iniciais e finais do exercício. Apesar disso, a curva de atividade de BFcl e SMT durante o NHE mostrou que, mesmo antes do BPA, que ocorreu em 66% do exercício, os níveis de atividade dos músculos já estavam diminuindo, alcançando diferença estatística nos

momentos finais (i.e., 90 e 100%). Isso traz implicações importantes para o desenvolvimento de programas de treinamento com ênfase no incremento da força excêntrica nas amplitudes finais, um dos principais objetivos em programas de prevenção e reabilitação de lesões.

Não obstante, a amostra do presente estudo foi composta por indivíduos fisicamente ativos. Levando em consideração que a ADM desempenhada durante o NHE pode ser diferente em indivíduos com maior experiência com o exercício e/ou treinamento de força, mais estudos são necessários para testar como o comportamento do desempenho cinético de flexores de joelho e a atividade mioelétrica de isquiotibiais ocorre nessas populações.

REFERÊNCIAS

ALONSO-FERNANDEZ, D.; DOCAMPO-BLANCO, P.; MARTINEZ-FERNANDEZ, J. Changes in muscle architecture of biceps femoris induced by eccentric strength training with nordic hamstring exercise. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, [s. l.], v. 28, n. 1, p. 88–94, 2018.

ARNASON, A. *et al.* Prevention of hamstring strains in elite soccer: An intervention study. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, [s. l.], v. 18, n. 1, p. 40–48, 2008.

BAHR, R.; CLARSEN, B.; EKSTRAND, J. **Why we should focus on the burden of injuries and illnesses, not just their incidence**. [S. l.]: BMJ Publishing Group, 2018.

BAHR, R.; THORBORG, K.; EKSTRAND, J. Evidence-based hamstring injury prevention is not adopted by the majority of Champions League or Norwegian Premier League football teams: The Nordic Hamstring survey. **British Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 49, n. 22, p. 1466–1471, 2015.

BALTZOPOULOS, V.; BRODIE, D. A. Isokinetic Dynamometry. **Sports Medicine**, [s. l.], v. 8, n. 2, p. 101–116, 1989. Disponível em: <http://link.springer.com/10.2165/00007256-198908020-00003>.

BARATTA, R. *et al.* Muscular coactivation. **The American Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 16, n. 2, p. 113–122, 1988. Disponível em: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/036354658801600205>.

BOURNE, M. N. *et al.* Eccentric knee flexor strength and risk of hamstring injuries in rugby union. **American Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 43, n. 11, p. 2663–2670, 2015.

BOURNE, M. N. *et al.* Impact of exercise selection on hamstring muscle activation. **British Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 51, n. 13, p. 1021–1028, 2017.

CHUMANOV, E. S. *et al.* **Hamstrings are most susceptible to injury during the late swing phase of sprinting**. [S. l.: s. n.], 2012.

CREMA, M. D. *et al.* Imaging-detected acute muscle injuries in athletes participating in the Rio de Janeiro 2016 Summer Olympic Games. **British Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 52, n. 7, p. 460–464, 2018.

COMFORT, P. *et al.* Lack of Effect of Ankle Position During the Nordic Curl on Muscle Activity of the Biceps Femoris and Medial Gastrocnemius. **J Sport Rehabil**. 2017 May;26(3):202-207. Disponível em: <https://doi.org/10.1123/jsr.2015-0130>.

DE SMET, A. A.; BEST, T. M. MR Imaging of the Distribution and Location of Acute Hamstring Injuries in Athletes. **American Journal of Roentgenology**, [s. l.], v. 174, n. 2, p. 393–399, 2000. Disponível em: <http://www.ajronline.org/doi/10.2214/ajr.174.2.1740393>.

DELESTRAT, A. *et al.* **Changes in Torque-Angle Profiles of the Hamstrings and Hamstrings-to-Quadriceps Ratio After Two Hamstring Strengthening Exercise Interventions in Female Hockey Players.** [S. l.: s. n.], 2019. Disponível em: www.nscs.com.

DITROILO, M.; DE VITO, G.; DELAHUNT, E. Kinematic and electromyographic analysis of the Nordic Hamstring Exercise. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, [s. l.], v. 23, n. 5, p. 1111–1118, 2013.

EKSTRAND, J.; HÄGGLUND, M.; WALDÉN, M. Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). **American Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 39, n. 6, p. 1226–1232, 2011.

EKSTRAND, J.; WALDÉN, M.; HÄGGLUND, M. Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: a 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study. **British Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 50, n. 12, p. 731–737, 2016. Disponível em: <https://bjsm.bmj.com/lookup/doi/10.1136/bjsports-2015-095359>.

FEUCHT, M. J. *et al.* Gross anatomical and dimensional characteristics of the proximal hamstring origin. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, [s. l.], v. 23, n. 9, p. 2576–2582, 2015.

GREEN, B. *et al.* **Recalibrating the risk of hamstring strain injury (HSI): A 2020 systematic review and meta-Analysis of risk factors for index and recurrent hamstring strain injury in sport.** [S. l.]: BMJ Publishing Group, 2020.

GREEN, B.; BOURNE, M. N.; PIZZARI, T. **Isokinetic strength assessment offers limited predictive validity for detecting risk of future hamstring strain in sport: A systematic review and meta-analysis.** [S. l.]: BMJ Publishing Group, 2018.

GUERX, K.; MILLET, G. P. **Conceptual framework for strengthening exercises to prevent hamstring strains.** [S. l.: s. n.], 2013.

HERMENS, H. J. *et al.* **Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures** **Journal of Electromyography and Kinesiology**. [S. l.: s. n.], 2000. Disponível em: www.elsevier.com/locate/jelekin. .

HERZOG, W.; READ, L. J. **Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint** **J. Anat.** [S. l.: s. n.], 1993.

HICKEY, J. *et al.* The financial cost of hamstring strain injuries in the Australian Football League. **British Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 48, n. 8, p. 729–730, 2014.

IGA, J. *et al.* Nordic hamstrings exercise - Engagement characteristics and training responses. **International Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 33, n. 12, p. 1000–1004, 2012.

IMPELLIZZERI, F. M. *et al.* Reliability of isokinetic strength imbalance ratios measured using the Cybex NORM dynamometer. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, [s. l.], v. 28, n. 2, p. 113–119, 2008.

KELLIS, E. *et al.* Architectural differences between the hamstring muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, [s. l.], v. 22, n. 4, p. 520–526, 2012.

KELLIS, E. **Intra- and Inter-Muscular Variations in Hamstring Architecture and Mechanics and Their Implications for Injury: A Narrative Review**. [S. l.]: Springer International Publishing, 2018.

KELLIS, E.; BLAZEVIČ, A. J. **Hamstrings force-length relationships and their implications for angle-specific joint torques: a narrative review**. [S. l.]: BioMed Central Ltd, 2022.

KOULOURIS, G.; CONNELL, D. Evaluation of the hamstring muscle complex following acute injury. **Skeletal Radiology**, [s. l.], v. 32, n. 10, p. 582–589, 2003.

KUBOTA, J. *et al.* Non-uniform changes in magnetic resonance measurements of the semitendinosus muscle following intensive eccentric exercise. **European Journal of Applied Physiology**, [s. l.], v. 101, n. 6, p. 713–720, 2007.

KULIG, K.; ANDREWS, J. G.; HAY, J. G. Human strength curves. **Exercise and sport sciences reviews**, [s. l.], v. 12, p. 417–466, 1984. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6376139>. Acesso em: 29 ago. 2023.

MJOLSNES, R. *et al.* A 10-week randomized trial comparing eccentric vs. concentric hamstring strength training in well-trained soccer players. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, [s. l.], v. 14, n. 5, p. 311–317, 2004. Disponível em: <http://doi.wiley.com/10.1046/j.1600-0838.2003.367.x>.

ONISHI, H. *et al.* **EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion** **Journal of Electromyography and Kinesiology**. [S. l.: s. n.], 2002. Disponível em: www.elsevier.com/locate/jelekin.

OPAR, D. A. *et al.* Eccentric hamstring strength and hamstring injury risk in Australian footballers. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [s. l.], v. 47, n. 4, p. 857–865, 2015a.

OPAR, D. A. *et al.* The effect of previous hamstring strain injuries on the change in eccentric hamstring strength during preseason training in elite Australian footballers. **American Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 43, n. 2, p. 377–384, 2015b.

OPAR, D. A.; WILLIAMS, M. D.; SHIELD, A. J. Hamstring Strain Injuries. **Sports Medicine**, [s. l.], v. 42, n. 3, p. 209–226, 2012. Disponível em: <http://link.springer.com/10.2165/11594800-000000000-00000>.

PETERSEN, J. *et al.* Preventive effect of eccentric training on acute hamstring injuries in Men's soccer: A cluster-randomized controlled trial. **American Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 39, n. 11, p. 2296–2303, 2011.

PINTO, M. D. *et al.* Hamstring-to-quadriceps fatigue ratio offers new and different muscle function information than the conventional non-fatigued ratio. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, [s. l.], v. 28, n. 1, p. 282–293, 2018.

RIBEIRO-ALVARES, J. B. *et al.* Four Weeks of Nordic Hamstring Exercise Reduce Muscle Injury Risk Factors in Young Adults. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [s. l.], v. 32, n. 5, p. 1254–1262, 2018. Disponível em: <https://journals.lww.com/00124278-201805000-00009>.

ŠARABON, N. *et al.* Kinematic and electromyographic analysis of variations in Nordic hamstring exercise. **PLoS ONE**, [s. l.], v. 14, n. 10, 2019.

SCHACHE, A. G. *et al.* Biomechanical response to hamstring muscle strain injury. **Gait and Posture**, [s. l.], v. 29, n. 2, p. 332–338, 2009.

SCHACHE, A. G. *et al.* Mechanics of the human hamstring muscles during sprinting. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [s. l.], v. 44, n. 4, p. 647–658, 2012.

SCONCE, E. *et al.* Agreement between methods and terminology used to assess the kinematics of the Nordic hamstring exercise. **Journal of Sports Sciences**, [s. l.], v. 39, n. 24, p. 2859–2868, 2021.

SUN, Y. *et al.* How joint torques affect hamstring injury risk in sprinting swing-stance transition. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [s. l.], v. 47, n. 2, p. 373–380, 2015.

SUSKENS, J. J. M. *et al.* Activity Distribution Among the Hamstring Muscles During the Nordic Hamstring Exercise: A Multichannel Surface Electromyography Study. **Journal of Applied Biomechanics**, [s. l.], v. 39, n. 2, p. 69–79, 2023.

TIMMINS, R. G. *et al.* Short biceps femoris fascicles and eccentric knee flexor weakness increase the risk of hamstring injury in elite football (soccer): a prospective cohort study. **British Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 50, n. 24, p. 1524–1535, 2016. Disponível em: <https://bjsm.bmj.com/lookup/doi/10.1136/bjsports-2015-095362>.

TUBBS, R. S. *et al.* Descriptive anatomy of the insertion of the biceps femoris muscle. **Clinical Anatomy**, [s. l.], v. 19, n. 6, p. 517–521, 2006.

VAN DYK, N.; BEHAN, F. P.; WHITELEY, R. **Including the Nordic hamstring exercise in injury prevention programmes halves the rate of hamstring injuries: A systematic review and meta-analysis of 8459 athletes**. [S. l.]: BMJ Publishing Group, 2019.

VAN DYK, N.; WITVROUW, E.; BAHR, R. Interseason variability in isokinetic strength and poor correlation with Nordic hamstring eccentric strength in football players. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, [s. l.], v. 28, n. 8, p. 1878–1887, 2018. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/sms.13201>.

VAN HOOREN, B. *et al.* Muscle forces and fascicle behavior during three hamstring exercises. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, [s. l.], v. 32, n. 6, p. 997–1012, 2022.

VIGOTSKY, A. D. *et al.* **Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences**. [S. l.]: Frontiers Media S.A., 2018.

WHYTE, E. F. *et al.* The Effect of Hip Extension and Nordic Hamstring Exercise Protocols on Hamstring Strength: A Randomized Controlled Trial. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [s. l.], v. 35, n. 10, p. 2682–2689, 2021. Disponível em: <https://journals.lww.com/10.1519/JSC.0000000000003220>.

WIESINGER, H. P. *et al.* Device and method matter: A critical evaluation of eccentric hamstring muscle strength assessments. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, [s. l.], v. 30, n. 2, p. 217–226, 2020.

WOODLEY, S. J.; MERCER, S. R. Hamstring muscles: Architecture and innervation. **Cells Tissues Organs**, [s. l.], v. 179, n. 3, p. 125–141, 2005.

ZEBIS, M. K. *et al.* Kettlebell swing targets semitendinosus and supine leg curl targets biceps femoris: An EMG study with rehabilitation implications. **British Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 47, n. 18, p. 1192–1198, 2013.

ANEXOS

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar do estudo intitulado “ATIVIDADE MIOELÉTRICA DE ISQUIOTIBIAIS E DESEMPENHO CINÉTICO DOS FLEXORES DE JOELHO COM A UTILIZAÇÃO DE DIFERENTES EXERCÍCIOS” desenvolvido pelo aluno de Mestrado Rodrigo Luiz Neske Rabuske, sob a orientação do Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto, e que tem como **objetivo** avaliar se diferentes exercícios de força influenciam a atividade muscular dos isquiotibiais e o desempenho cinético dos flexores de joelho em pessoas sem experiência com treinamento de força. Os procedimentos do presente estudo foram planejados e estruturados em concordância com a Resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde. O presente documento visa esclarecer esses procedimentos e, para isso, a leitura na íntegra do presente documento é importante antes do consentimento final.

O estudo será desenvolvido em apenas um local, no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX)¹ da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança (ESEFID) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). A participação no estudo compreende aproximadamente 3 semanas, com 4 sessões de avaliação intervaladas por pelo menos 72h, e as seguintes avaliações serão realizadas:

- Mensuração de estatura, massa corporal e de escaneamento dos tecidos corporais através do DXA (Absorciometria de Raios-X de Dupla Emissão);
- Utilização da técnica de eletromiografia de superfície – raspagem dos pelos com lâmina descartável, abrasão e limpeza da pele com algodão e álcool - na região dos músculos bíceps femoral cabeça longa e semitendíneo, com utilização de eletrodos de superfície durante as avaliações de força;
- Contrações isométricas voluntárias máximas - de flexão de joelhos na posição sentada, com 2-5 tentativas e 1 minuto de recuperação, para obtenção da atividade mioelétrica máxima dos isquiotibiais (bíceps femoral cabeça longa e semitendíneo + semimembranáceo).
- Exercícios de força (1 sessão de familiarização e 3 avaliações máximas):
 - Exercício Nórdico de isquiotibiais - 1 série com 5 repetições excêntricas máximas da posição de 90° de flexão de joelhos até a máxima amplitude de 0° (máxima extensão dos joelhos);
 - Extensão de quadril no banco Romano de 45° - será realizada no dinamômetro isocinético com o banco Romano de 45° e serão realizadas 1 série de 5 repetições isocinéticas concêntricas e excêntricas máximas, da posição neutra de quadril (0° de flexão) até 90° de amplitude de movimento e com velocidade angular de 60°.s⁻¹;
 - Flexão de joelhos na posição pronada – realizada no dinamômetro isocinético na posição de decúbito ventral com 1 série de 5 repetições isocinéticas concêntricas e excêntricas máximas, na mesma amplitude de movimento do exercício Nórdico de isquiotibiais e com velocidade angular de 60°.s⁻¹ e 10°.s⁻¹;
 - Flexão de joelhos na posição sentada - realizada no dinamômetro isocinético na posição sentada com 1 série de 5 repetições isocinéticas

¹ endereço Rua Felizardo, nº 750, no bairro Jardim Botânico, Porto Alegre (RS).

concêntricas e excêntricas máximas, na mesma amplitude de movimento do exercício anterior e com velocidade angular de $60^{\circ} \cdot s^{-1}$.

Eventuais **riscos** dos procedimentos incluem: exposição a baixa radiação emitida pelo DXA durante a avaliação da composição corporal; possibilidade de irritação/avermelhamento da pele devido ao procedimento da eletromiografia de raspagem e abrasão da pele, que pode durar por até 2 dias; desconforto e cansaço muscular temporário dos exercícios máximos. Para minimizar tais riscos os procedimentos até aqui descritos foram cuidadosamente escolhidos de acordo com a literatura de mais alto nível, de modo que apenas procedimentos confiáveis e previamente validados serão empregados. Além disso, sua participação no estudo inclui os seguintes **benefícios**: será disponibilizado, ao final da participação no estudo, um relatório com todos seus resultados, mensurados durante as avaliações (anteriormente descritas), e que podem ser utilizados posteriormente para a prescrição de treinamentos, além da contribuição científica para a área do treinamento de força que envolve os flexores de joelho.

Sabendo dos riscos e benefícios, informamos que o estudo não inclui qualquer compensação financeira pela sua participação. O pesquisador será o responsável por qualquer eventual acometimento de lesão decorrente de sua participação no estudo. Todavia, fica reservado a você o direito de interromper as avaliações e revogar o termo de consentimento em qualquer momento.

Suas informações serão tratadas como confidenciais e serão disponibilizadas somente em caso de sua autorização escrita, assim como, todas as informações apresentadas, em caso de publicação em revistas científicas, serão feitas sem que a sua identificação seja possível.

Possíveis dúvidas quanto aos aspectos éticos da pesquisa podem ser esclarecidas diretamente no Comitê de Ética e Pesquisa – CEP da UFRGS, pelo e-mail: etica@propesq.ufrgs.br; pelo telefone: (51) 3308 3787; ou no endereço Av. Paulo Gama, 110, Sala 311, Prédio Anexo I da Reitoria - Campus Centro, Porto Alegre/RS, de segunda a sexta, das 8h às 12h e das 13h às 17h. O CEP é um órgão colegiado, de caráter consultivo, deliberativo e educativo, cuja finalidade é avaliar, emitir parecer e acompanhar os projetos de pesquisa envolvendo seres humanos, em seus aspectos éticos e metodológicos, realizados no âmbito da instituição.

Por fim, durante as avaliações haverá a presença de um médico no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX), assim como, o Professor Ronei Silveira Pinto e o mestrando Rodrigo Luiz Neske Rabuske se responsabilizarão por possível assistência pós-testes, quando necessária. Eventuais dúvidas serão esclarecidas a qualquer momento pelo professor Dr. Ronei Silveira Pinto, pelo telefone (51) 99923.06.63, e pelo seu aluno de mestrado Rodrigo Luiz Neske Rabuske.

Em caso de concordância com os métodos do presente estudo, duas vias do presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido devem ser assinadas, sendo uma via disponibilizada a você e outra via ficará com o pesquisador responsável, assinadas ambos.

Eu, _____, declaro ter lido na íntegra o presente documento e, de acordo com os procedimentos propostos, concordo em participar do estudo.

Assinatura do participante

Nome do pesquisador

Assinatura do pesquisador

Porto Alegre, _____ de _____ de _____.

QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA – VERSÃO CURTA

Nome:

Data: Idade: Sexo: F () M ()

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação a pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física na ÚLTIMA semana. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são MUITO importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre-se que:

- atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar MUITO mais forte que o normal
- atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar UM POUCO mais forte que o normal

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza por **pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

1a. Em quantos dias da última semana você **CAMINHOU por pelo menos 10 minutos** contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias () por **SEMANA** () nenhum

1b. Nos dias em que você caminhou **por pelo menos 10 minutos contínuos** quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia**?

Horas () minutos ()

2a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS por pelo menos 10 minutos contínuos**, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

dias () por SEMANA () nenhum

2b. Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por **pelo menos 10 minutos contínuos**, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades por dia?

horas () minutos ()

3a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias () por **SEMANA** () nenhum

3b. Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por **pelo menos 10 minutos contínuos** quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades por dia?

horas () minutos ()

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentado durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

4a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

() horas () minutos

4b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

() horas () minutos