

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
FACULDADE DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

Maressa da Rocha

**MODELO CINEMÁTICO AJUSTADO COMO FATOR PREDITIVO DA FORÇA
EXCÊNTRICA RELATIVA DURANTE O EXERCÍCIO NÓRDICO**

Juiz de Fora

2023

Maressa da Rocha

**MODELO CINEMÁTICO AJUSTADO COMO FATOR PREDITIVO DA FORÇA
EXCÊNTRICA RELATIVA DURANTE O EXERCÍCIO NÓRDICO**

Dissertação apresentada ao Programa de pós-graduação em educação física da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Educação física. Área de concentração: Exercício e esporte.

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Wesley Carvalho Barbosa

Juiz de Fora

2023

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

da Rocha, Maressa.

Modelo cinemático ajustado como fator preditivo da força excêntrica relativa durante o exercício nórdico / Maressa da Rocha. -- 2023.

31 f. : il.

Orientador: Alexandre Wesley Carvalho Barbosa

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Campus Avançado de Governador Valadares, Faculdade de Educação Física. Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2023.

1. Avaliação tecnológica. 2. Dinamometria. 3. Lesão por esforço. 4. Exercício. I. Wesley Carvalho Barbosa, Alexandre, orient. II. Título

Maressa da Rocha

Modelo cinemático ajustado como fator preditivo da força excêntrica relativa durante o exercício nórdico

Dissertação
apresentada ao
Programa de Pós-
graduação em
Educação Física
da Universidade
Federal de Juiz de Fora
como requisito parcial
à obtenção do título de
Mestra em Educação
Física. Área de
concentração: Exercício
e Esporte.

Aprovada em 19 de maio de 2023.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Alexandre Wesley Carvalho Barbosa - Orientador

Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Ciro José Brito

Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Renato Guilherme Trede Filho

Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri

Juiz de Fora, 12/04/2023.



Documento assinado eletronicamente por **Ciro Jose Brito, Professor(a)**, em 20/05/2023, às 07:41, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Renato Guilherme Trede Filho, Usuário Externo**, em 21/05/2023, às 15:29, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Alexandre Wesley Carvalho Barbosa, Professor(a)**, em 22/05/2023, às 15:38, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no Portal do SEI-Ufjf (www2.ufjf.br/SEI) através do ícone Conferência de Documentos, informando o código verificador **1231943** e o código CRC **F2D51355**.

RESUMO

Este estudo teve como objetivo avaliar a combinação de variáveis cinemáticas baseadas em vídeo-análise ajustadas por covariáveis intrínsecas ao participante para prever a força excêntrica relativa durante o exercício nórdico. Os participantes ($n = 21$) realizaram o exercício nórdico (3 tentativas; 3 minutos de intervalo) em um dispositivo que avalia a força excêntrica. Os picos de força foram normalizados pela massa corporal. O software Kinovea foi usado para rastrear velocidade angular e linear e aceleração de vídeos gravados. Dois modelos de predição com equações de regressão linear múltipla associaram variáveis cinemáticas, antropométricas e de idade para ajustar a força excêntrica relativa real. As equações obtiveram um predito da força excêntrica relativa. A força excêntrica relativa real foi inversamente correlacionada com a altura ($r = -0,52$), aceleração tangencial ($r = -0,50$) e centrípeta ($r = -0,715$) e velocidade angular ($r = -0,70$). Os melhores modelos de previsão combinaram a velocidade angular com a idade ($F_{2,18} = 15,1$; $p = 0,001$; $r = 0,792$; $r^2 = 0,627$) e com altura ($F_{2,18} = 14,5$; $p = 0,001$; $r = 0,785$; $r^2 = 0,616$). Não foram observadas diferenças entre os valores reais e previstos ($p = 0,993-0,994$), com bons níveis de concordância e consistência (coeficiente de correlação intraclassa $= 0,77-0,78$; Cronbach $\alpha = 0,86-0,87$). Os resultados de Bland-Altman mostraram altos níveis de concordância e baixos vieses. O erro padrão de medição e as variações mínimas detectáveis foram de 0,46 a 0,49 N/kg e de 1,28 a 1,36 N/kg, respectivamente. Além disso, a porcentagem do erro padrão de medição ficou abaixo de 10% (7,92%–8,35%). A análise do coeficiente de variação retornou 14,54% e 15,13% para cada modelo, respectivamente. A análise cinemática oferece portabilidade e baixo custo às atuais técnicas baseadas em dinamometria para avaliar a força excêntrica relativa.

Palavras-chave: Avaliação tecnológica; dinamometria; lesão por esforço; exercício.

ABSTRACT

This study aimed to assess the combination of video-based kinematic variables adjusted by intrinsic covariates to predict the relative eccentric force (RelF) during the Nordic curl. The participants (n = 21) performed Nordic curls (3 trials; 3-min rest) on a device measuring the eccentric force. The peaks were normalized by body weight. Kinovea software was used to track angular and linear velocity and acceleration from recorded videos. Two prediction models with multiple linear regression equations associated kinematic, anthropometric, and age variables to adjust the actual RelF. The equations obtained the predicted RelF. The actual RelF was inversely correlated with height ($r = -.52$), tangential ($r = -.50$) and centripetal accelerations ($r = -.715$), and angular velocity ($r = -.70$). The best prediction models combined angular velocity with age ($F_{2,18} = 15.1$, $P = .001$, $r = .792$, $r^2 = .627$) and with height ($F_{2,18} = 14.5$, $P = .001$, $r = .785$, $r^2 = .616$). No differences were observed between actual and predicted values ($P = .993-.994$), with good levels of agreement and consistency (intraclass correlation coefficient = $.77-.78$; Cronbach $\alpha = .86-.87$). Bland–Altman results showed high levels of agreement and low biases. The standard error of measurement and minimal detectable change ranges were 0.46 to 0.49 N/kg and 1.28 to 1.36 N/kg, respectively. Also, the percentage of standard error of measurement was below 10% (7.92%–8.35%). The coefficient of variation analysis returned a 14.54% and 15.13% for each model, respectively. Kinematic analysis offers portability and low cost to current expensive or technical impaired dynamometry-based techniques to assess the RelF.

Keywords: *Technology assessment. Dynamometry. Strain injury. Exercise.*

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	– Montagem experimental.....	16
Gráfico 1	– Gráfico de Bland-Altman (primeiro modelo).....	19
Gráfico 2	– Gráfico de Bland-Altman (segundo modelo).....	20

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 – Regressão Hierárquica Linear Múltipla — Primeiro Modelo (Método Forward Stepwise) de Preditores da força excêntrica relativa.....23
- Tabela 2 – Regressão Hierárquica Linear Múltipla — Segundo Modelo (Método Forward Stepwise) de Preditores da força excêntrica relativa.....24

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

DW	Durbin Watson – teste
IC	Intervalo de confiança
ICC	Coefficiente de correlação interclasse
MDC	Alteração mínima detectável
SEM	Erro padrão de medição
DP	Desvio padrão
TESTE F	Análise da variância

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	MÉTODOS	13
2.1	Participantes	13
2.2	Equipamentos e procedimentos	14
3	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	17
3.1	Resultados	18
3.2	Discussão.....	20
4	CONCLUSÃO	24
	REFERÊNCIAS.....	25
	APÊNDICE A – ARTIGO ORIGINAL PUBLICADO EM PERIÓDICO....	30

1 INTRODUÇÃO

As lesões de isquiotibiais representam 6% a 25% das lesões sem contato nos esportes (LEE et. al., 2018; WANGENSTEEN et. al., 2020) e são mais prevalentes em modalidades baseadas em corrida (11%–16% ao longo de uma temporada) (KALLIS E STASINOPOULOS, 2016). Em meta-análise, foi possível verificar que a inclusão do exercício nórdico na rotina de treinamento de diferentes modalidades esportivas e em grupos heterogêneos, promoveu redução significativa (>50%) na incidência de lesões de isquiotibiais (VAN DYK, BEHAN E WHITELEY, 2019). Há evidências de que este exercício é capaz de aumentar a excitação muscular (DELAHUNT et. al. 2016), melhorar o desempenho no salto vertical (CLARK et. al., 2005; TANSEL et. al., 2008) – sugerindo aumento significativo da força, principalmente excêntrica (11-21%) e melhora da capacidade funcional, embora não tenham sido verificados ganhos significativos na força concêntrica (MJOLSNES et. al. 2004). O retorno à prática esportiva inclui a avaliação de força excêntrica (WOLLIN; POLLOCK; THORBORG., 2020), pois déficits na força dinâmica podem persistir após o retorno ao jogo (MANIAR et. al. 2016).

A força excêntrica não é facilmente avaliada, e o custo elevado do dispositivo padrão-ouro para avaliação (ou seja, a dinamometria isocinética) (SCHMITT et. al., 2020) afeta sua ampla disponibilidade e utilização (OPAR, et. al. 2013). Outras medições cinéticas durante a realização do exercício nórdico estão disponíveis usando sistemas comerciais ou personalizados (células de carga e plataformas de força). No entanto, a falta de portabilidade e o custo elevado destes equipamentos (aproximadamente US\$ 5.000) podem limitar o uso de sua avaliação para muitos treinadores (CLAUDINO et. al., 2021). Devido ao seu alto valor prático e menor custo, tem havido uma maior utilização de dispositivos portáteis para avaliar a força excêntrica durante o exercício nórdico. Neste sentido, a plataforma Wii balance board Nintendo Co. Ltd., Kyoto, Japão), tem demonstrado ser uma excelente opção para prática clínica, por se tratar de uma ferramenta leve (<4kg), de fácil transporte e com custo reduzido (~R\$370,00), como ferramenta de análise do desempenho de força excêntrica durante a realização do exercício nórdico. Este equipamento foi anteriormente validado para a aplicação de diversos testes de força e estabilometria,

tendo apresentado excelente correlação com plataformas de força e dinamômetros (0,82 - >0,99) (MACEDO et. al., 2022; CLARK et. al., 2018).

Atenção tem sido dada às variáveis cinemáticas com o objetivo de prever a força excêntrica durante o exercício nórdico (SCONCE et. al., 2021; VERCELLI et. al., 2020) devido ao seu baixo custo e facilidade de aplicação. Para determinar a cinemática durante a realização do exercício nórdico, uma variedade de métodos foi empregada, incluindo análises de vídeo, análise de movimento 2D, eletrogoniometria, sistemas de captura de movimento 3D entre outros. Para examinar os parâmetros de desempenho do exercício nórdico, as métricas relacionadas ao ângulo e à velocidade têm sido mais comumente aplicadas para medir a perda de controle na realização do movimento. Durante a fase de desaceleração no exercício nórdico, normalmente é alcançado um ponto em que não é mais possível resistir ao aumento angular de extensão do joelho devido ao peso corporal em um braço de momento de alongamento, resultando na queda do indivíduo. Em literatura anterior, este ponto foi chamado de “ângulo de ponto de quebra” (*Break point angle* - BPA) (SCONCE et al., 2015; VERCELLI et. al., 2020; LEE; KIM; LIM., 2018).

No entanto, e apesar da solidez das medições cinemáticas, os estudos mostraram apenas estimativas moderadas de correlação considerando o *Break point angle* e os torques isocinéticos excêntricos máximos a 30°/s ($r = 0,58$; $r = 0,34$) e aumento relevante do viés à medida que o ângulo aumenta. (LEE et. al, 2017; MIRALLES-IBORRA et. al., 2022). Outros fatores antropométricos como massa corporal e estatura interferem diretamente no braço de alavanca durante o movimento, podendo atuar como covariáveis em uma análise biomecânica (CAPAVERDE et. al., 2021), proporcionando um aprimoramento de um modelo preditivo de força excêntrica relativa. No entanto, até onde sabemos, nenhum estudo considerou um modelo de predição incluindo as variáveis cinemáticas e a influência de outras covariáveis intrínsecas (como idade e antropometria) para definir a força excêntrica relativa durante a realização do exercício nórdico.

Dada a falta de estudos sobre múltiplas variáveis, além da capacidade limitada (baixa a moderada) de predição precisa da força excêntrica através das variáveis cinemáticas durante o exercício nórdico, o objetivo do presente estudo foi avaliar a

combinação de variáveis cinemáticas baseadas em vídeo-análise (velocidade angular, aceleração e pico de força) ajustadas por covariáveis intrínsecas (idade e variáveis antropométricas) para prever a força excêntrica relativa durante o exercício nórdico.

2 MÉTODOS

2.1 Participantes

Uma amostra de 21 participantes jovens de ambos os sexos (12 homens e 9 mulheres; 22,71 [3,13] anos; 1,70 [0,09] m de estatura; e 66,95 [13,32] kg de massa corporal) – dados representados por média e desvio padrão. Os participantes foram recrutados através de convite público por meio de folders e contatos pessoais. O Comitê de Ética em Investigação Humana da Universidade Federal de Juiz de Fora aprovou os procedimentos empregados no estudo (parecer 47395121.8.0000.5147). Os objetivos, benefícios e riscos potenciais envolvidos foram previamente explicados a todos os participantes. Em seguida, todos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido antes da participação. O cálculo do tamanho da amostra de forma unicaudal e a priori foi realizado utilizando o software G-power (versão 3.1, Franz Faul, University of Kiel) tendo sido considerado um coeficiente de determinação de 0,2704 obtido de estudo prévio (MIRALLES-IBORRA et. al., 2022) usando a associação entre *Break Point Angle* aferido a $150^{\circ}/s^2$ e o pico de torque isocinético dos isquiotibiais, com alfa de 5% e poder amostral mínimo ($1 - \beta$) de 80%. Um tamanho de amostra de 19 participantes foi retornado com um poder real de 0,816.

Adotaram-se os seguintes critérios de exclusão: história de lesão em membros inferiores nos últimos 6 meses até o início da investigação, impossibilidade de realização de exames devido a outras lesões, dor muscular em membros inferiores no momento do exame determinada como tendo valor ≥ 3 pontos em uma escala visual analógica de 1 a 10 pontos, história de osteoartrite de quadril e joelho, cirurgia anterior no joelho, distúrbio neurológico diagnosticado (por exemplo, acidente vascular cerebral e traumatismo craniano) ou sintomas atuais relacionados à área do quadril e joelho. Todos os testes aconteceram na cidade de Governador Valadares, MG.

2.2 Equipamentos e procedimentos

Para adquirir os dados de força excêntrica, todos os participantes foram posicionados ajoelhados sobre uma prancha acolchoada (100 cm de comprimento, 50 cm de largura e 3 cm de espessura) com seis pernas ajustáveis de 8 cm de altura e parafusos para travar uma plataforma Wii Balance Board, calibrada em uma posição invertida (Figura 1). Uma cinta de catraca inelástica ajustável (5 cm de largura, 3 m de comprimento e 200 kgf de carga máxima) fazia o contato entre a face distal de ambas as pernas do participante (1 cm acima do maléolo lateral e 15 cm de distância entre maléolos), passava pelo centro de duas perfurações emparelhadas na prancha de madeira (diâmetro de aproximadamente 5 cm cada e uma distância centro a centro de aproximadamente 15 cm entre as perfurações) e, em seguida, fazia contato com a superfície superior invertida da plataforma Wii. O sistema foi emparelhado com um laptop usando a conexão Bluetooth. O *software* gratuito personalizado *Brainblox* (versão 1.0, University of Colorado Boulder) foi utilizado para coletar e extrair os dados de força bruta de cada transdutor da plataforma Wii. Antes da coleta de dados, a Wii foi calibrada utilizando uma técnica de aplicação de cargas múltiplas, anteriormente descrita, para criar uma escala de correção (ID et. al., 2019). Os dados de força foram transferidos para um laptop pessoal a 50 Hz. Para ler e analisar os dados registrados, cada arquivo foi importado para um arquivo Excel com 8 colunas. Os picos médios de força da célula de carga (posicionados nas arestas da WBB) foram combinados para fornecer o pico da saída de força absoluta (Figura 1). Estudos anteriores mostraram a validade e a confiabilidade da plataforma Wii em comparação a uma plataforma de força durante a realização do exercício nórdico (MACEDO et al., 2022; CLARK, PUA, 2018). Após uma sessão inicial de familiarização e após uma série de aquecimento de exercício nórdico bilateral submáximo (usando uma faixa-elástica como auxiliadora para o exercício), os participantes foram solicitados a realizar 3 tentativas de exercício nórdico máximo (sem qualquer assistência, e com velocidade controlada de execução usando um metrônomo digital; 3 minutos de descanso entre as tentativas foram permitidos). Cada participante foi orientado a abster-se de exercícios extenuantes ou treinamento 48 horas antes das avaliações além de evitar alimentar-se nas 2 horas antecedentes aos testes. Como todas as repetições foram gravadas em vídeo, a tentativa foi descartada caso o participante apresentasse movimentos compensatórios excessivos de tronco e/ou quadril durante a descida, como inclinar o tronco para frente

ou flexionar os quadris. A produção de força foi expressa como a média do pico de força das 3 tentativas. Os valores expressos em quilograma-força (Kgf) foram transformados para Newton (N) ($1 \text{ kgf} = 9,80665 \text{ N}$) e normalizados pela massa corporal de cada participante (em Newton por quilograma, NKg), produzindo a força excêntrica relativa real.

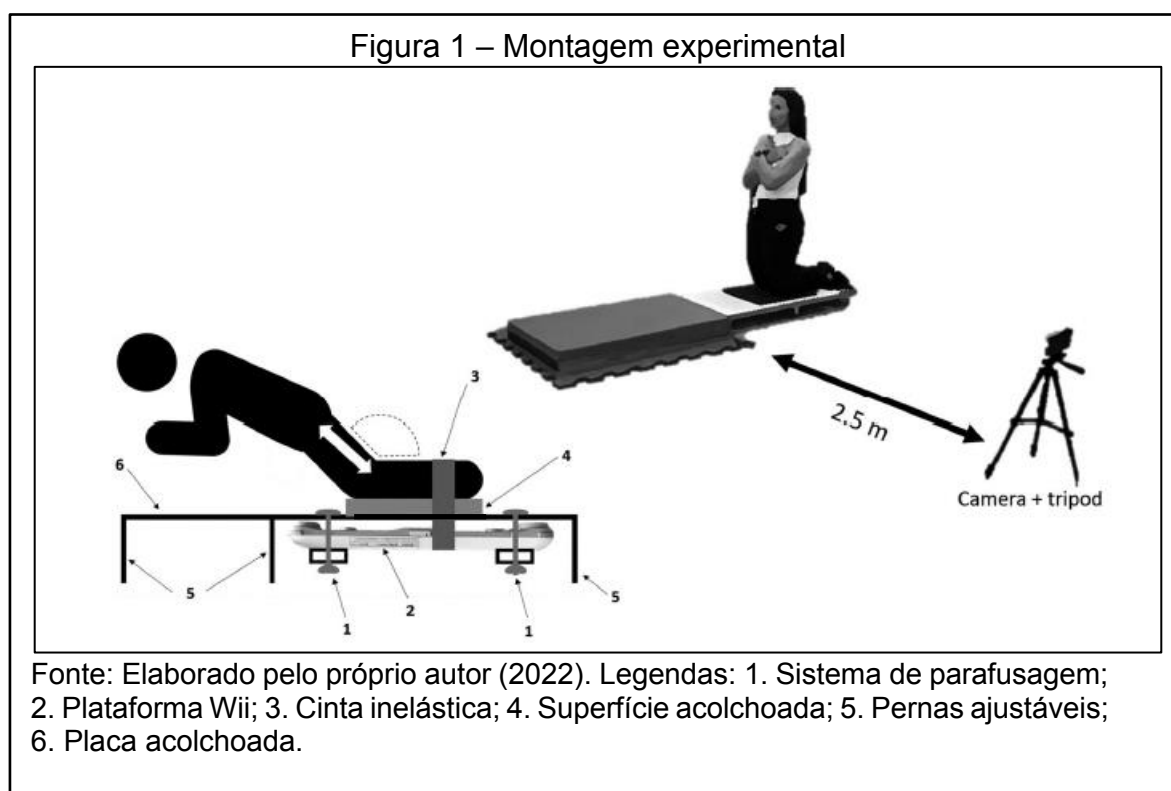
Para análise cinemática 2D, uma câmera de alta resolução (Canon SX520; Quadros por segundo: 30 Hz; de alta definição (full Hd): 1920×1080 pixels) foi posicionada a 2,5 m de distância do participante, acoplada a um tripé (80 cm do chão ao centro da lente). Todas as tentativas foram gravadas em vídeo em uma visão sagital. O rastreamento de movimento foi realizado por um único avaliador treinado usando o software gratuito Kinovea (versão 0.9.5, recuperado de <http://www.kinovea.org>) (GRIGG et. al., 2018; ID et. al., 2019). Estudos anteriores mostraram sua validade e confiabilidade para análise de movimento com e sem marcadores (SHISHOV et. al., 2021; BEULENS, et. al., 2020). Depois de converter os vídeos gravados para a biblioteca do Kinovea, um ângulo foi posicionado entre a perna e a coxa do participante usando o joelho como eixo. Um cronômetro digital foi sincronizado com as gravações de vídeo e uma barra de calibração posicionada ao longo do comprimento da prancha (90 cm). O sistema de rastreamento do Kinovea foi então habilitado para seguir o movimento do quadril durante o exercício nórdico. As ferramentas “cinemática angular e linear” do software, exibem gráficos de linhas das trajetórias dos pontos e realizam o rastreamento do objeto selecionado (ponto no quadril) para analisar a evolução da posição, velocidade e aceleração ao longo do tempo. As coordenadas das trajetórias dos pontos da escala de tempo foram então exportadas para o software Excel (Microsoft Corporation, 2018; disponível em: <https://office.microsoft.com/excel>) para extrair as seguintes variáveis de pico de torque cinemático: aceleração (tangencial, centrípeta e linear — em metros por segundo ao quadrado) e velocidade (angular — em graus por segundo; e linear — em metros por segundo).

O coeficiente de correlação intraclasse intertentativas apresentou boa fidedignidade (ICC = 0,77).

O *Break Point Angle* foi obtido usando o aplicativo para smartphones Nordics, desenvolvido especificamente para monitorar o desempenho durante o exercício nórdico de isquiotibiais (Dr.Carlos Balsalobre-Fernández, ©2017-2018; obtido através

do link <https://apps.apple.com/us/app/nordics/id1257109519?l=es&ls=1>). Este aplicativo pretende medir com alta precisão o *Break Point Angle* alcançado no exercício. Um smartphone (iPhone X, versão IOS 15.2.1, Apple Inc) foi utilizado para realizar a análise. Os vídeos gravados foram enviados para a biblioteca do aplicativo e 3 marcadores digitais foram posicionados: no joelho como o eixo, no centro da coxa proximal e no maléolo lateral. O movimento foi rastreado e os resultados do *Break Point Angle* extraídos para um arquivo Excel. O mesmo vídeo foi analisado por meio do software Kinovea e do aplicativo Nordics.

Os participantes foram previamente instruídos a inclinar gradativamente o tronco para frente o mais lento possível, freando o movimento ao máximo com ambos os membros inferiores, mantendo o tronco e o quadril em posição neutra. As mãos foram posicionadas sobre o peito. Em seguida, o participante começou a inclinar-se para a frente, estendendo o joelho e desenrolando em direção ao solo, enquanto freava o movimento travando, com os tornozelos, a cinta inelástica o mais forte possível. Quando os participantes não conseguiam mais sustentar a tarefa, eles liberavam sua contração excêntrica e se apoiavam com as mãos na superfície acolchoada. Os avaliadores realizaram incentivo verbal em toda a amplitude de movimento para garantir o esforço máximo. Nenhuma amplitude mínima de movimento foi exigida ao participante durante a realização do exercício nórdico.



3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A distribuição normal, a colinearidade, a autocorrelação e a homocedasticidade dos resíduos foram avaliadas, respectivamente, pelos testes Shapiro-Wilk, fator de inflação de variância e tolerância, Durbin-Watson e Levene.

O primeiro passo foi avaliar os coeficientes de correlação de Pearson bivariados com o objetivo de avaliar a força da associação entre as variáveis, incluindo intervalos de confiança (IC's) de 95%. O coeficiente de correlação foi interpretado qualitativamente como: baixo (0,30–0,49), moderado (0,50–0,69), alto (0,70–0,89) e muito alto ($\geq 0,90$).

Em seguida, o próximo passo foi extrair 2 modelos de predição utilizando uma equação de regressão linear múltipla (regressão *forward stepwise*) coordenando a associação de variáveis cinemáticas, de idade e antropométricas para melhor ajustar a força excêntrica relativa real. Cada modelo geral foi testado utilizando a análise da variância (teste *F*). Além disso, os valores dos critérios de informação de Akaike e critérios de informação bayesiana foram inspecionados para avaliar o ajuste do modelo (ou seja, quanto menor, melhor). A seleção progressiva começa com um modelo que não contém variáveis e adiciona progressivamente as variáveis mais significativas até que uma regra de parada pré-especificada seja alcançada ou até que todas as variáveis em consideração sejam incluídas no modelo. No presente estudo, as variáveis que foram significativas para a predição determinaram a seleção (regra de parada pré-especificada). A variância da força de pico relativa foi explicada pelo coeficiente de determinação (r^2). Os modelos de melhor ajuste foram julgados com base nesses coeficientes. As equações de regressão foram extraídas e usadas para obter a força excêntrica relativa prevista.

Em terceiro lugar, o teste *t* pareado foi utilizado para avaliar as diferenças entre a força excêntrica relativa real e a prevista, obtida a partir da equação mencionada anteriormente.

Finalmente, a confiabilidade relativa e absoluta foi avaliada da seguinte forma: o modelo de efeitos mistos de 2 vias ICC foi calculado para avaliar a confiabilidade relativa entre a força excêntrica relativa real e a prevista (KOO, LI, 2016). O teste α de Cronbach foi utilizado para avaliar a correlação esperada medindo o mesmo construto. Os valores de ICC e α de Cronbach foram classificados qualitativamente como ruim ($< 0,50$), moderado (0,5-0,75), bom (0,75-0,90) e excelente ($> 0,90$) (KOO, LI, 2016).

Método de Bland–Altman estimou o viés de medida, com limites inferior e superior de concordância entre os resultados. Foram calculados o erro padrão de medição (SEM), porcentagem de SEM como um método de variação ($\% \text{ SEM} = \text{SEM} \times 100 / \text{média da saída de força relativa real e prevista}$) e alteração mínima detectável (MDC) em um intervalo de confiança de 95% ($\text{MDC} = \text{SEM} \times 1,96 \times \sqrt{2}$) foram calculados. Um percentual de SEM de 10% ou menos foi definido como o nível no qual uma medida foi considerada confiável (OPAR et. al., 2013; CORMACK, et. al., 2008). A confiabilidade absoluta foi calculada pela razão do desvio padrão para a média, multiplicada por 100 para ser expressa em porcentagem. A confiabilidade absoluta avalia a extensão da variabilidade em relação à média da população. Todas as análises de dados foram realizadas no *software* Jamovi (versão 1.6.15.0, The Jamovi Project, 2022), com nível de significância de 5%.

2.4 Resultados

A força excêntrica relativa real foi significativa e inversamente correlacionada com a altura ($r = -0,52$; $p = 0,016$; 95% IC, -0,11 a -0,77), aceleração tangencial ($r = -0,50$; $p = 0,02$; 95 % IC, -0,09 a -0,76), aceleração centrípeta ($r = -0,715$; $p = 0,001$; 95% IC, -0,41 a -0,87) e velocidade angular ($r = -0,70$; $p = 0,001$; 95% IC, -0,38 a -0,87). Vários modelos foram executados, e os modelos de melhor ajuste foram mantidos. A regressão linear múltipla mostrou que os melhores preditores foram a combinação da velocidade angular com a idade ($F_{2,18} = 15,1$; $p = 0,001$, $r = 0,792$, $r^2 = 0,627$) e velocidade angular com altura ($F_{2,18} = 14,5$; $p = 0,001$; $r = 0,785$, $r^2 = 0,616$). O primeiro modelo mostrou valores mais baixos no critério de informação Akaike (90,9) e no critério de informação Bayesiano (95), e o modelo de regressão mais ajustado pode ser visto na Tabela 1. Preditores não significativos não foram incluídos na Tabela 1. Suposições de autocorrelação (teste de Durbin Watson, $DW = 1,48$; $p = 0,256$), normalidade (estatística = 0,938; $p = 0,197$) e colinearidade foram atendidas (o maior fator de inflação de variância foi 1,00 com tolerância de 0,998).

A equação para adquirir o predito da força excêntrica relativa considerou a interceptação, a velocidade angular e as estimativas de idade, como segue:

$$\text{Força prevista} = 22,0867 + (- 0,0821 \times \text{Velocidade angular}) + (- 0,3669 \times \text{Idade})$$

GRÁFICO 1 - GRÁFICO DE BLAND-ALTMAN (PRIMEIRO MODELO)

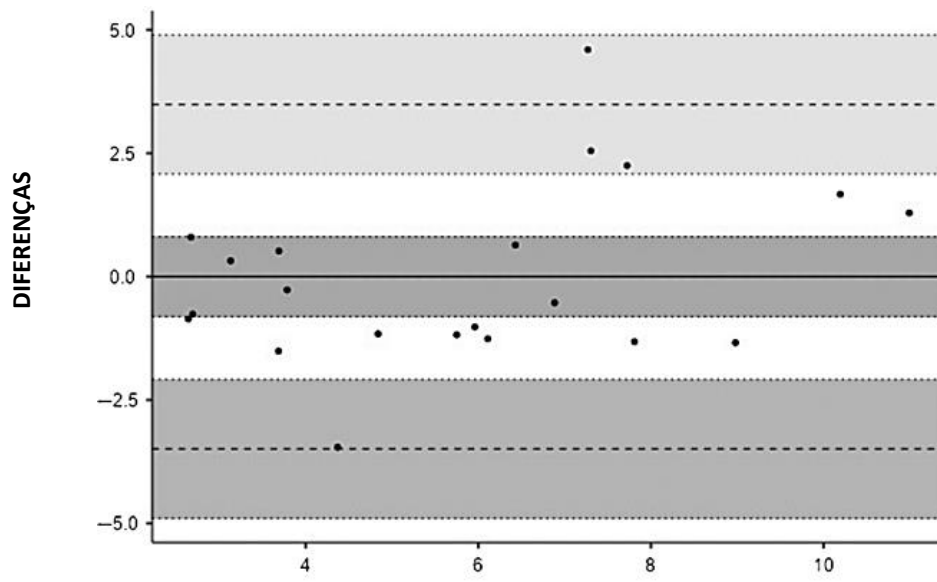


Gráfico 1 - Bland-Altman (primeiro modelo). Viés = -0,00143 (95% IC, -0,812 a 0,089), limite inferior de aceitação = -3,491 (95% IC, -4,900 a -2,084), e limite superior de aceitação = 3,489 (95% IC, 2,081 a 4,897). IC representa intervalo de confiança.

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

As médias para força excêntrica relativa real 5,85 N/kg (DP=2,92) e prevista 5,85 N/kg (DP=2,31) foram muito semelhantes. A comparação pareada do teste t não mostrou diferenças entre os valores reais e previstos ($p = 0,993$). Bons níveis de concordância e consistência foram observados entre a força excêntrica relativa real e a prevista (ICC = 0,78; Cronbach $\alpha = 0,87$). Os resultados de Bland-Altman mostraram altos níveis de concordância (Gráfico 1). O SEM foi de 0,46 N/kg com um MDC de 1,28 N/kg. Além disso, o %SEM estava abaixo do limite de 10% (% SEM = 7,92%). A análise da confiabilidade absoluta retornou 14,54% e um desvio padrão de 12,81%.

O segundo modelo também apresentou valores baixos no Critério de Informação de Akaike (91,4) e no Critério de Informação Bayesiano (96,6). O modelo de regressão ajustado pode ser visto na Tabela 2. As suposições de autocorrelação (DW = 1,57; $p = 0,358$), normalidade (estatística = 0,937; $p = 0,194$) e colinearidade foram atendidas (o maior fator de inflação de variância foi de 1,07 com tolerância de

0,936). A equação para adquirir o predito da força excêntrica relativa considerou a interceptação, a velocidade angular e as estimativas de altura, como segue:

$$\text{Força prevista} = 32,3573 + (- 0,0695 \times \text{Velocidade angular}) + (- 11,6479 \times \text{Altura})$$

GRÁFICO 2 - GRÁFICO DE BLAND-ALTMAN (SEGUNDO MODELO)

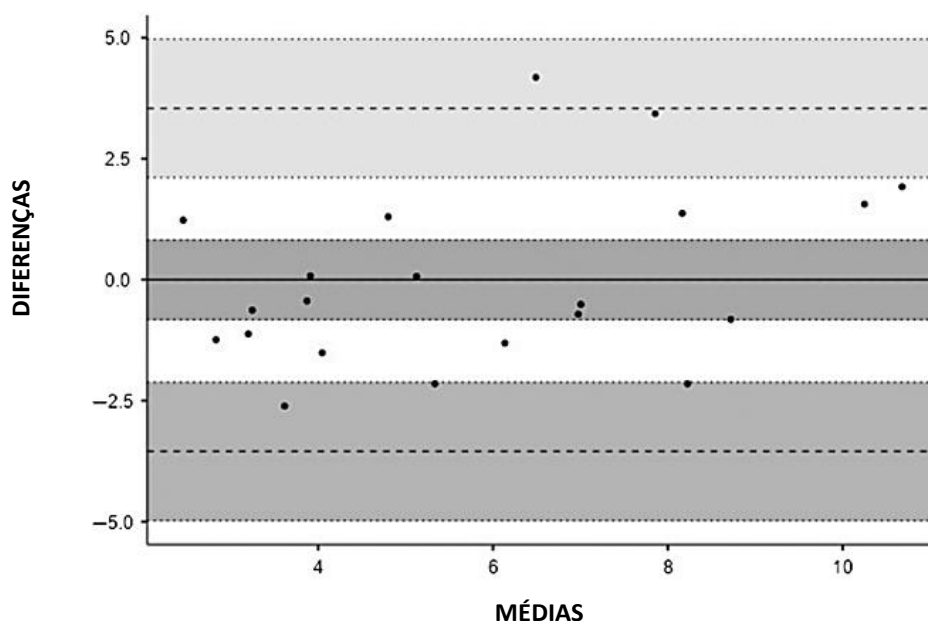


Gráfico 2 - Bland-Altman (segundo modelo). Viés = -0,00286 (95% IC, -0,825 a 0,820), limite inferior de aceitação = -3,545 (95% IC, -4,974 a -2,116), e limite superior de aceitação = 3,539 (95% IC, 2,110 a 4,968). IC representa intervalo de confiança.

Fonte: Elaborado pelo autor (2022).

As médias para a força excêntrica relativa real 5,85 N/kg (DP=2,92) e prevista 5,86 N/kg (DP= 2,29) também foram muito semelhantes. O teste *t* de comparação pareada não mostrou diferenças entre os valores reais e previstos ($p = 0,994$). Bons níveis de concordância e consistência foram observados entre a força excêntrica relativa real e a prevista (ICC = 0,771; Cronbach - = 0,865). Os resultados de Bland-Altman mostraram altos níveis de concordância (Gráfico 2). O SEM foi de 0,49 N/kg com um MDC de 1,36 N/kg. Além disso, o %SEM ficou abaixo do limite de 10% (%SEM = 8,35%). A análise de confiabilidade absoluta retornou 15,13% e um desvio padrão de 13,97%.

2.5 Discussão

Os resultados mostraram bons níveis de correlação entre as variáveis cinemáticas e a força excêntrica relativa, mas apenas a velocidade angular ajustada por idade ou estatura foi viável para ser incluída no modelo de predição linear múltipla. O próprio modelo foi preciso para prever a força relativa excêntrica, com baixos níveis de viés, bons níveis de concordância e consistência, sem diferenças na força excêntrica real e baixo %SEM. No entanto, a confiabilidade absoluta ficou acima de 10% e apresentou desvio padrão amplo em ambos os modelos. A rotina de exercício nórdico é a estratégia mais estudada para provocar mudanças arquitetônicas e funcionais, como aumentos na produção de força excêntrica, volume muscular, área transversal e comprimento do fascículo (BOURNE et. al., 2017; VAN DER HORST et. al., 2015). Assim, controlar a evolução do exercício por meio de avaliações prospectivas e rápidas pode desempenhar um papel crucial para decidir se deve incluir carga em exercícios e sprints com ou sem mudança de direção (MARTIN et. al., 2022). Os presentes resultados sugerem a avaliação cinemática como adequada para fornecer avaliação válida da força excêntrica relativa. A principal vantagem deste estudo foi combinar o pico de velocidade angular com parâmetros intrínsecos para aumentar a capacidade de prever a saída de força. Os parâmetros combinados explicaram ~62% a 63% da variância entre sujeitos, ~20% a mais do que outros modelos cinemáticos anteriores, que explicaram ~42% da variância interindividual total considerando o pico de torque excêntrico dos isquiotibiais (MIRALLES-IBORRA et. al., 2022). O *Break Point Angle* nórdico foi encontrado para correlacioná-lo com o pico de torque concêntrico e excêntrico dos isquiotibiais, mas o coeficiente de determinação explicou apenas ~ 23% a 33% da variância (LEE et. al., 2017). O realce observado atualmente pode não ser atribuído à combinação de variáveis intrínsecas apenas, mas também à variável normalizada usada para fornecer a medição do resultado: a força excêntrica relativa. Esta variável normalizada ponderou a contração ativa de frenagem desenvolvida para neutralizar uma porcentagem considerável da massa corporal total (~73%), respondendo por uma proporção da massa deslocada durante o exercício nórdico (Massa proporcional correspondente ao corpo do indivíduo subtraindo a massa proporcional aos membros inferiores – não envolvidos na alavanca).

Por outro lado, há evidências mostrando uma relação significativa entre o pico de torque excêntrico do flexor do joelho e o *Break Point Angle*, com uma faixa de

variância explicada de 65% a 77% (SCONCE et. al., 2015; LEE et. al., 2018). Essas diferenças foram devidas principalmente à qualidade do movimento, com grande variação da velocidade angular (de 4°/s a 93°/s), predispondo alta variabilidade intra-sujeito do ângulo relativo do tronco para a coxa no pico de torque (SCONCE et. al., 2021). O presente estudo tentou evitar esses problemas usando o pico de velocidade angular, correspondente a real perda de controle do movimento, mesmo que a velocidade angular durante o exercício nórdico não seja estável (MIRALLES-IBORRA et. al., 2022). Mesmo após o *Break Point Angle* ser alcançado, e o participante não conseguir mais manter uma velocidade baixa, a ação muscular não para repentinamente. À medida que a queda em alta velocidade continua a acontecer, a força continua a aumentar até um certo ponto onde atinge seu máximo. A velocidade de queda dependerá então de outros componentes, como a massa corporal (conforme explicado usando a força relativa como resultado) e estatura, significativamente correlacionada com a força relativa ($r = -0,52$) e incluída no modelo de predição como uma variável significativa. A possível explicação para atingir o bom nível de predição é que o braço de alavanca também variaria com a distância do eixo do joelho. Em consequência, a capacidade de frear o peso durante o movimento descendente com os isquiotibiais é parcialmente dependente dessa distância joelho-cabeça, proporção relevante da altura do corpo.

Nenhuma correlação foi encontrada considerando o *Break Point Angle* medido pelo aplicativo Nordics. Além disso, o *Break Point Angle* não foi contabilizado para ponderar o modelo de previsão. Nesse caso, o método utilizado para definir o *Break Point Angle* pode ter prejudicado a associação com a força excêntrica relativa. As instruções do aplicativo eram para definir o quadro de ponto de interrupção (ou seja, o quadro que indica a perda do controle do movimento) quando o indivíduo separa os braços do peito para amortecer a queda (instruções em vídeo do fabricante: <https://www.youtube.com/watch?v=I0EbiE0ihyE>; acessado em 03 de março de 2022). Além da facilidade desse método, ele pode não refletir todas as variáveis biomecânicas (cinética, cinemática e intrínseca) que atuam durante o exercício nórdico.

Por fim, a confiabilidade absoluta ficou acima do valor aceitável de 10%. Isso pode constituir uma questão relevante para prever com precisão a força excêntrica relativa usando a velocidade angular, mesmo quando ajustado por idade ou altura. Deve-se ter cuidado quando o modelo de previsão exige níveis mais altos de precisão.

O problema foi detectado especialmente quando os valores de força excêntrica eram muito baixos. Neste caso, pequenas mudanças podem afetar a confiabilidade absoluta se as forças de saída forem diminuídas. Esses achados sugerem que a sensibilidade do método pode não ser adequada para fraqueza muscular limítrofe ou extrema. Para comparações prospectivas usando qualquer um dos modelos cinemáticos atuais, o MDC deve ser reconhecido para definir as diferenças entre a linha de base e as avaliações posteriores.

Algumas limitações deste estudo devem ser abordadas. A amostra foi composta apenas por adultos jovens saudáveis que realizaram uma sessão de familiarização e, embora a amostra possa ser considerada pequena, os autores ajustaram o modelo usando pelo menos 10 observações para cada variável incluída. Percepções recentes de tamanhos de amostra mínimos também permitem as presentes conclusões usando a presente amostra (JENKINS, QUINTANA-ASCENCIO, 2020). A confiabilidade é aplicável apenas a indivíduos com alguma exposição ao exercício nórdico. Assim, os resultados podem variar em diferentes faixas etárias, bem como em praticantes iniciantes. O presente estudo não associou nenhuma das medidas a casos de lesão e modelos cinemáticos podem não ser capazes de prever a probabilidade de distensão dos isquiotibiais ou outras lesões nos isquiotibiais.

TABELA 1 – Regressão Hierárquica Linear Múltipla— Primeiro Modelo (Método Forward Stepwise) de preditores da força excêntrica relativa real.

<i>Preditor</i>	<i>Estimativa</i>	<i>95% IC</i>			<i>t</i>	<i>p</i>
		<i>EP</i>	<i>LI</i>	<i>LS</i>		
Interceptação	22,0867	3,7122	14,288	29,8857	5,95	<.001
Velocidade Angular	-0,0821	0,0165	-0,117	-0,0475	-4,98	<.001
Idade	-0,3669	0,1429	-0,667	-0,0666	-2,57	.019

Tabela 1 -Regressão Hierárquica Linear Múltipla— Primeiro Modelo - EP representa erro padrão de medição; LI, limite inferior de aceitação; LS limite superior de aceitação.

Fonte: Elaborado pelo próprio autor (2022).

TABELA 2 – Regressão Hierárquica Linear Múltipla— Segundo Modelo (Método Forward Stepwise) de preditores da força excêntrica relativa real.

<i>Preditor</i>	<i>Estimativa</i>	<i>95% IC</i>			<i>t</i>	<i>p</i>
		<i>EP</i>	<i>LI</i>	<i>LS</i>		
Interceptação	32,3573	7,9157	15,727	48,9875	4,09	<.001
Velocidade Angular	-0,0695	0,0173	-0,106	-0,0333	-4,03	<.001
Altura	-11,6479	4,7881	-21,707	-1,5884	-2,43	.026

Tabela 2 -Regressão Hierárquica Linear Múltipla— Segundo Modelo - EP representa erro padrão de medição; LI, limite inferior de aceitação; LS limite superior de aceitação.

Fonte: Elaborado pelo próprio autor (2022)

3 CONCLUSÃO

Ao correlacionar variáveis cinemáticas e intrínsecas dos participantes, o presente estudo, através de cálculos baseados em regressão linear múltipla, obteve dois modelos cinemáticos capazes de prever a força excêntrica relativa durante o exercício nórdico. A portabilidade e o baixo custo da análise cinemática oferecem, portanto, uma alternativa às atuais técnicas que possuem custos elevados ou técnicas baseadas em dinamometria para avaliar a força excêntrica dos flexores do joelho. Deve-se ter cuidado ao avaliar os músculos enfraquecidos devido a maior confiabilidade absoluta (acima de 10%) apresentada, que pode prejudicar a sensibilidade do método. Além disso, o MDC deve ser levado em consideração para avaliar prospectivamente a evolução excêntrica da força dos flexores do joelho sendo considerada uma linha de base.

REFERÊNCIAS

1. BEULENS, A. J. W.; NAMBA, H. F.; BRINKMAN, W. M.; et al. Analysis of the video motion tracking system “Kinovea” to assess surgical movements during robot-assisted radical prostatectomy. **Int J Med Robot Comput Assist Surg.** 2020;16(2):1–11. doi:10.1002/rcs.2090.
2. BOURNE, M.N.; DUHIG, S.J; TIMMINS, R.G.; et al. Impact of the Nordic hamstring and hip extension exercises on hamstring architecture and morphology: implications for injury prevention. **Br J Sports Med.** 2017;51(5):469–477. PubMed ID: 27660368 doi:10.1136/bjsports2016-096130.
3. CAPAVERDE, V. B.; OLIVEIRA, G.S.; DE LIMA-E-SILVA, F.X.; RIBEIROALVARES, J.B.A; BARONI, B.M. Do age and body size affect the eccentric knee flexor strength measured during the Nordic hamstring exercise in male soccer players? **Sport Biomech.** 2021;9:1–11. doi:10.1080/14763141.2021.2003850.
4. CLARK, R.A; PUA, Y.H. SeeSway—A free web-based system for analysing and exploring standing balance data. **Comput Methods Programs Biomed.** 2018;159:31–36. PubMed ID: 29650316 doi:10.1016/j.cmpb.2018.02.019.
5. CLARK, R.; BRYANT, A.; CULGAN, J.; HARTLEY, B. The effects of eccentric hamstring strength training on dynamic jumping performance and isokinetic strength parameters: a pilot study on the implications for the prevention of hamstring injuries. **Phys Ther Sport**, 6:67-73, 2005.
6. CLAUDINO, J.G; CARDOSO, F.C.A; BITTENCOURT, N.F.N; et al. Eccentric strength assessment of hamstring muscles with new technologies: a systematic review of current methods and clinical implications. **Sports Med—Open.** 2021;7(1):10. doi:10.1186/s40798-021-00298-7.
7. CORMACK, S.J; NEWTON, R.U; MCGULGAN, M.R.; DOYLE, T.L.A. Reliability of measures obtained during single and repeated countermovement jumps. **Int**

- J Sports Physiol Perform.** 2008;3(2):131–144. PubMed ID: 19208922
doi:10.1123/ijsp.3.2.131.
8. DELAHUNT, E.; MCGROARTY, M.; DE VITO, G.; DITROILO, M. Nordic hamstring exercise training alters knee joint kinematics and hamstring activation patterns in young men. **Eur J Appl Physiol**, 116:663-672, 2016.
 9. GRIGG, J.; HAAKONSSON, E.; RATHBONE, E.; ORR, R.; KEOGH, J.W.L. The validity and intra-tester reliability of markerless motion capture to analyse kinematics of the BMX Supercross gate start. **Sport Biomech.** 2018;17(3):383–401. doi:10.1080/14763141.2017.1353129.
 10. ID, C.E.; PADULLE, J.M.; PUIG-DIVI, A.; MARCOS-RUIZ, D.; BUSQUETS, A.; PADULLE, X. Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. **PLoS One.** 2019;14(6):e2843847. doi:10.5281/zenodo.2843847.
 11. JENKINS, D.G.; QUINTANA-ASCENCIO, P.F.; A solution to minimum sample size for regressions. **PLoS One.** 2020;15(2):e0229345. PubMed ID: 32084211
doi:10.1371/journal.pone.0229345.
 12. KALLIS, K.; STASINOPOULOS, D. Hamstring injuries: prevention and rehabilitation. **J Biol Exerc.** 2016;12(2):15–34. doi:10.4127/jbe.2016.0106.
 13. KOO, T.K.; LI, M.Y. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. **J Chiropr Med.** 2016;15(2):155–163. PubMed ID: 27330520 doi:10.1016/j.jcm. 2016.02.012.
 14. LEE, J.; KIM, T; LIM, K. Effects of eccentric control exercise for wrist extensor and shoulder stabilization exercise on the pain and functions of tennis elbow. **J Phys Ther Sci.** 2018;30(4):590–594. PubMed ID: 29706713
doi:10.1589/jpts.30.590.
 15. LEE, J.W.Y; CAI, M.J.; YUNG, P.S.H; CHAN, K.M. Reliability, validity, and sensitivity of a novel smartphone-based eccentric hamstring strength test in professional football players. **Int J Sports Physiol Perform.** 2018; 13(5):620–624. PubMed ID: 29283704 doi:10.1123/ijsp.2017-0336.

16. LEE, J.W.Y.; LI, C.; YUNG, P.S.H.; CHAN, K.M. The reliability and validity of a video-based method for assessing hamstring strength in football players. **J Exerc Sci Fit.** 2017;15(1):18–21. PubMed ID: 29541126 doi:10.1016/j.jesf.2017.04.001.
17. LEE, J.W.Y.; MOK, K.M.; CHAN, H.C.K.; YUNG, P.S.H.; CHAN, K.M. Eccentric hamstring strength deficit and poor hamstring-to-quadriceps ratio are risk factors for hamstring strain injury in football: a prospective study of 146 professional players. **J Sci Med Sport.** 2018;21(8):789–793. PubMed ID: 29233665 doi:10.1016/j.jsams.2017.11.017.
18. MACEDO, M.C.; SOUZA, M.A.; BATISTA, G.L.; BARBOSA, M.A.; BARBOSA, A.C. Test–retest of a novel Wii board–based device to assess eccentric knee flexor strength during the Nordic hamstring exercise. **J Sport Rehabil.** 2022;1:1–6. doi:10.1123/jsr.2021-0255.
19. MANIAR, N.; SHIELD, A.J.; WILLIAMS, M.D.; TIMMINS, R.G.; OPAR, D.A. Hamstring strength and flexibility after hamstring strain injury: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2016;50(15): 909–920. PubMed ID: 27075962 doi:10.1136/bjsports-2015-095311.
20. MARTIN, R.L.; CIBULKA, M.T.; BOLGLA, L.A.; et al. Hamstring strain injury in athletes. **J Orthop Sport Phys Ther.** 2022;52(3):CPG1–CPG44. doi:10.2519/jospt.2022.0301.
21. MIRALLES-IBORRA, A.; ELVIRA, J.L.L.; URBAN, T.; CALADO, A.; DEL COSO, J.; MORENO-PÉREZ, V. Agreement between isokinetic eccentric hamstring strength, Nordic hamstring strength and Nordic break-point angle in a sample of trained and healthy individuals. **Eur J Sport Sci.** 2022;6:1– 10. doi:10.1080/17461391.2021.2014984.
22. MJOLSNES, R.; ARNASON, A.; OSTHAGEN, T.; RAASTAD, T.; & BAHR, R. 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**, 14(5), 311–317, 2004.

23. OPAR, D.A.; PIATKOWSKI, T.; WILLIAMS, M.D.; SHIELD, A.J. A novel device using the Nordic hamstring exercise to assess eccentric knee flexor strength: a reliability and retrospective injury study. **J Orthop Sport Phys Ther.** 2013;43(9):636–640. doi:10.2519/jospt.2013.4837.
24. OPAR, D.A.; WILLIAMS, M.D.; TIMMINS, R.G.; HICKEY, J.; DUHIG, S.J.; SHIELD, A.J. Eccentric hamstring strength and hamstring injury risk in Australian footballers. **Med Sci Sport Exerc.** 2015;47(4):857–865. doi:10.1249/MSS.0000000000000465.
25. SCHMITT, B.; WOLLIN, M.; TYLER, T.; WHITELEY, R.; THORBORG, K. Clinical assessment of hamstring injury and function. In: Prevention and Rehabilitation of Hamstring Injuries. **Springer International Publishing;** 2020:199–223. doi:10.1007/978-3-030-31638-9_9
26. SCONCE, E.; HELLER, B.; MADEN-WILKINSON, T.; HAMILTON N. Agreement between methods and terminology used to assess the kinematics of the Nordic hamstring exercise. **J Sports Sci.** 2021;39(24):2859–2868. PubMed ID: 34459716 doi:10.1080/02640414.2021.1968127.
27. SCONCE, E.; JONES, P.; TURNER, E.; COMFORT, P.; GRAHAM-SMITH, P. The validity of the Nordic hamstring lower for a field-based assessment of eccentric hamstring strength. **J Sport Rehabil.** 2015;24(1):13–20. PubMed ID: 25606859 doi:10.1123/jsr.2013-0097.
28. SEYMORE, K.D.; DOMIRE, Z.J; DEVITA, P; RIDER, P.M; KULAS, A.S. The effect of Nordic hamstring strength training on muscle architecture, stiffness, and strength. **Eur J Appl Physiol.** 2017;117(5):943–953. PubMed ID: 28280975 doi:10.1007/s00421-017-3583-3.
29. Shishov N, Elabd K, Komisar V, Chong H, Robinovitch SN. Accuracy of Kinovea software in estimating body segment movements during falls captured on standard video: effects of fall direction, camera perspective and video calibration technique. **PLoS One.** 2021;16(10):e0258923. doi:10.1371/journal.pone.0258923.

30. TANSEL, R.B.; SALCI, Y.; YILDIRIM, A.; KOCAK, S.; KORKUSUZ, F. Effects of eccentric hamstring strength training on lower extremity strength of 10-12 year old male basketball players. **Isokinet Exerc Sci**, 16:81-85, 2008.
31. VAN DER HORST, N.; SMITS, D-W.; PETERSEN, J.; GOEDHART, E.A.; BACKX, F.J.G. The preventive effect of the Nordic hamstring exercise on hamstring injuries in amateur soccer players. **Am J Sports Med**. 2015;43(6): 1316–1323. PubMed ID: 25794868 doi:10.1177/0363546515574057.
32. 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. **Br J Sports Med**, 53(21):1362-1370, 2019.
33. VATOVEC, R.; KOZINC, Ž.; ŠARABON, N. Exercise interventions to prevent hamstring injuries in athletes: a systematic review and meta-analysis. **Eur J Sport Sci**. 2020;20(7):992–1004. PubMed ID: 31680644 doi:10.1080/17461391.2019.1689300.
34. VERCELLI, S.; BALDACCINI, A.; SARTORIO, F.; BRAVINI, E.; CORNA, S.; FERRIERO, G. Reproducibility of the DrGoniometer app for field-based assessment of the break-point angle in Nordic Hamstring exercise. **Int J Rehabil Res**. 2020;43(3):272–275. PubMed ID: 32371847 doi:10.1097/MRR.0000000000000415.
35. WANGENSTEEN, A.; ASKLING, C.; HICKEY, J.; PURDAM, C.; VAN DER MADE, A.D.; THORBORG, K. Rehabilitation of hamstring injuries. In: Thorborg K, Opar D, Shield A, eds. Prevention and Rehabilitation of Hamstring Injuries. **Springer International Publishing**; 2020:225–270. doi:10.1007/978-3-030-31638-9_10.
36. WOLLIN, M.; POLLOCK, N.; THORBORG, K. Return to sport after hamstring injuries. In: Prevention and Rehabilitation of Hamstring Injuries. **Springer International Publishing**; 2020:271–282. doi:10.1007/978-3-030-31638-9_11.

APÊNDICE A – ARTIGO ORIGINAL PUBLICADO EM PERIÓDICO

da Rocha M., Macedo M.C., Batista G.L., Moura V., Ferreira K.R., Barbosa M.A.,
Barbosa A.C. Does an Adjusted Kinematic Model Predict the Relative Eccentric Force
During Nordic Curl? **Journal of Sport Rehabilitation: Human Kinetics**, Governador
Valadares, 27:1-7, Jul, 2022. <https://doi.org/10.1123/jsr.2022-0113>