

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA

FACULDADE DE FISIOTERAPIA

MESTRADO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO E
DESEMPENHO FÍSICO-FUNCIONAL

Isabella Christina Ferreira

**PERFIS DE ACELERAÇÃO E O EXERCÍCIO DE AGACHAMENTO ISOINERCIAL:
HÁ EFEITO DIRETO NA FORÇA CONCÊNTRICA- EXCÊNTRICA, POTÊNCIA E
EFICIÊNCIA NEUROMUSCULAR?**

Juiz de Fora

2021

Isabella Christina Ferreira

**PERFIS DE ACELERAÇÃO E O EXERCÍCIO DE AGACHAMENTO ISOINERCIAL:
HÁ EFEITO DIRETO NA FORÇA CONCÊNTRICA- EXCÊNTRICA, POTÊNCIA E
EFICIÊNCIA NEUROMUSCULAR?**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação Mestrado em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito a obtenção do grau de Mestre em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Wesley Carvalho Barbosa

Juiz de Fora

2021

Ficha catalográfica

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

Ferreira, Isabella Christina .
PERFIS DE ACELERAÇÃO E O EXERCÍCIO DE
AGACHAMENTO ISOINERCIAL: HÁ EFEITO DIRETO NA FORÇA
CONCÊNTRICA- EXCÊNTRICA, POTÊNCIA E EFICIÊNCIA
NEUROMUSCULAR? / Isabella Christina Ferreira. -- 2021.
42 p.

Orientador: Alexandre Wesley Carvalho Barbosa
Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz
de Fora, Faculdade de Fisioterapia. Programa de Pós-Graduação em
Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional, 2021.

1. Exercício resistido. 2. Sobrecarga excêntrica. 3. Isoinercial. I.
Carvalho Barbosa, Alexandre Wesley , orient. II. Título.

Isabella Christina Ferreira

Perfis de aceleração e o exercício de agachamento isoinercial: há efeito direto na força concêntrica- excêntrica, potência e eficiência neuromuscular?

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação Mestrado em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito a obtenção do grau de Mestre em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional

Aprovada em 30 de abril de 2021

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Alexandre Wesley Carvalho Barbosa - Orientador
Universidade Federal de Juiz de Fora – UFJF Campus Governador Valadares

RAFAEL MARINS REZENDE:04074207621

Assinado de forma digital por RAFAEL MARINS REZENDE:0407420762
Dados: 2021.06.28 08:44:20 -03'00'

Prof. Dr. Rafael Marins Rezende

Universidade Federal de Juiz de Fora – UFJF Campus Governador Valadares



Prof. Dr. Rubens A Da Silva

Université du Québec à Chicoutimi (UQAC) – Canadá
Universidade Pitagoras UNOPAR - Brasil

RESUMO

INTRODUÇÃO: O treinamento resistido tem se tornado cada vez mais popular, sendo amplamente utilizado por indivíduos de diferentes níveis de treinamento, faixas etárias e gênero, além de ser preconizado para alcançar diferentes metas e objetivos físicos. Os exercícios com ênfase na fase excêntrica têm sido frequentemente utilizados no treinamento resistido, na reabilitação e nas ações de prevenção de lesões nas mais diversas populações, incluindo atletas. O treinamento isoinercial tem demonstrado evidente potencial como ferramenta eficaz para reabilitação de lesões musculares devido aos seus efeitos positivos de treinamento. As melhorias em força, hipertrofia, ativação muscular e comprimento do músculo levam a adaptações positivas e recuperação muscular. Um treinamento de força funcional e eficiente associado a incrementos de desempenho usando um dispositivo isoinercial deve incluir a medição da potência durante as fases concêntrica e excêntrica. Esta saída de controle de potência torna-se mais importante durante a reabilitação devido ao risco de sobrecarregar as estruturas músculo-esqueléticas e possível chance de nova lesão. No entanto, existem algumas dificuldades técnicas para adquirir dados de potência e força de dispositivos isoinerciais. Como a sobrecarga do sistema é baseada na inércia, a aceleração está intimamente ligada à produção de força e potência durante tarefas isoinerciais. Uma alternativa para caracterizar tal sobrecarga é avaliar as diferenças entre os perfis de aceleração superior e inferior. Dada a escassez de estudos associando os parâmetros supracitados, as demandas biomecânicas de cada fase devem ser examinadas para integrar adequadamente o treinamento resistido isoinercial como mecanismo de sobrecarga. **OBJETIVO:** Examinar as influências seletivas de perfis de aceleração distintos na eficiência neuromuscular, força e potência durante as fases concêntrica e excêntrica do exercício de agachamento isoinercial. **DESENHO:** Estudo transversal **PARTICIPANTES:** Um total de 38 adultos ativos foram divididos de acordo com seus perfis de aceleração: grupo de alto perfil de aceleração (H-ACC) ($n = 17$; $> 2,5 \text{ m} / \text{s}^2$) e grupo de baixo perfil de aceleração (H-ACC) ($n = 21$; $< 2,5 \text{ m} / \text{s}^2$). **METODOLOGIA:** Todos os indivíduos realizaram agachamentos até falha anexada a um dispositivo de polia cônica isoinercial monitorado por eletromiografia de superfície do reto femoral, vasto medial, vasto lateral, bíceps femoral e semitendíneo. Um codificador óptico incremental foi usado para avaliar a potência e a força máxima e média durante as

fases concêntrica e excêntrica. A eficiência neuromuscular foi calculada por meio da força média e do envelope eletromiográfico linear. **RESULTADOS:** Diferenças entre os grupos foram observadas para a força máxima e média (Prange = .001 – .005), potência (P = .001) e eficiência neuromuscular (Prange = .001 – .03) com valores significativos mais altos para o grupo de maior aceleração nas fases concêntrica e excêntrica. **CONCLUSÃO:** Perfis de aceleração distintos afetam a eficiência neuromuscular, força e potência durante as fases concêntrica e excêntrica do exercício de agachamento isoinercial. Para garantir níveis mais altos imediatos de potência e produção de força sem privar o sistema neuromuscular, perfis de aceleração superiores a 2,5 m / s² são preferíveis. Os perfis de aceleração podem ser uma alternativa para evoluir o exercício isoinercial.

Palavras-chave: isoinercial, treinamento de resistência, torque, eletromiografia, inércia

ABSTRACT

BACKGROUND: Resistance training has become increasingly popular, used with groups of different levels of training, age and gender and it's also recommended to achieve different physical goals. Exercises with an emphasis on the eccentric phase have often been used in resistance training, rehabilitation and injury prevention actions in the most diverse categories, including athletes. Isoinertial training has shown potential as an effective tool for the rehabilitation of muscle injuries due to its positive training effects. Improvements in strength, hypertrophy, muscle activation and muscle length lead to positive adaptations and muscle recovery. Functional and effective strength training associated with performance increases using an isoinertial device should include a measurement of power during the concentric and eccentric phases. This power control output becomes more important during rehab due to the risk of overloading musculoskeletal structures increase the risk of further injury. However, there are some technical difficulties in acquiring power and strength data from isoinertial devices. As the system overload is based on inertia, acceleration is closely linked to the production of force and power during isoinertial tasks. An alternative to characterize this overload is to evaluate the differences between the upper and lower acceleration profiles. Given the scarcity of associating the aforementioned parameters, the biomechanical demands of each phase must be examined to integrate isoinertial resistance training as an overload mechanism. **Objective:** To examine the selective influences of distinct acceleration profiles on the neuromuscular efficiency, force, and power during concentric and eccentric phases of isoinertial squatting exercise. **Design:** Cross-sectional study. Participants: A total of 38 active adults were divided according to their acceleration profiles: higher ($n = 17$; $>2.5 \text{ m/s}^2$) (H-ACC) and lower acceleration group (L-ACC) ($n = 21$; $<2.5 \text{ m/s}^2$). Intervention: All subjects performed squats until failure attached to an isoinertial conic pulley device monitored by surface electromyography of rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, and semitendinosus. **Methods:** An incremental optical encoder was used to assess maximal and mean power and force during concentric and eccentric phases. The neuromuscular efficiency was calculated using the mean force and the electromyographic linear envelope. **Results:** Between-group differences were observed for the maximal and mean force ($P_{\text{range}} = .001-.005$), power ($P = .001$), and

neuromuscular efficiency ($P_{\text{range}} = .001-.03$) with higher significant values for the higher acceleration group in both concentric and eccentric phases. **Conclusion:** Distinct acceleration profiles affect the neuromuscular efficiency, force, and power during concentric and eccentric phases of isoinertial squatting exercise. To ensure immediate higher levels of power and force output without depriving the neuromuscular system, acceleration profiles higher than 2.5 m/s^2 are preferable. The acceleration profiles could be an alternative to evolve the isoinertial exercise.

Keywords: flywheel, resistance training, torque, electromyography, inertial

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
1.1 TREINAMENTO RESISTIDO E A TECNOLOGIA ISOINERCIAL.....	13
1.2 ADAPTAÇÕES CRÔNICAS AO TREINAMENTO ISOINERCIAL.....	14
1.3 MEDIDAS DE DESEMPENHO.....	16
1.4 TREINAMENTO ISOINERCIAL	17
2. OBJETIVOS	18
3. MATERIAIS E MÉTODOS	19
3.1. DESENHO DE ESTUDO	19
3.2. CÁLCULO AMOSTRAL	19
3.3. AMOSTRA	19
3.4 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE.....	20
3.4.1 Critérios de inclusão	20
3.4.2 Critérios de exclusão	20
3.5 INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO.....	21
3.5.1 Eletromiografia de superfície	21
3.5.2 Protocolo isoinercial	22
3.6 EXTRAÇÃO DE DADOS	24
3.7 METODOLOGIA DE ANÁLISE DOS DADOS	25
4 RESULTADOS	26
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	27
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	28
APÊNDICES	33

AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente todos os membros do Núcleo de Investigação Músculo-Esquelética (NIME), por me permitir fazer parte desta equipe desde a iniciação científica, em especial ao orientador Dr. Alexandre Barbosa e aos meus amigos e companheiros de mestrado Matheus Almeida e Marissa Rocha. Aos meus pais e todos aqueles que me apoiaram na jornada para conclusão do mestrado. Por último, mas não menos importante, quero agradecer-me, por acreditar em mim, por trabalhar duro e por não desistir.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Eletromiógrafo Miotool.

Figura 2: Isoinercial.

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E TERMOS

BF- Bíceps femoral

CEP: Comitê de Ética em Pesquisa.

EMG – Eletromiografia de superfície

ES- efeito de Cohen

iEMGG – Sinal eletromiográfico integrado.

H-ACC: alto perfil de aceleração

IMC: Índice de Massa Corporal.

IPAC: Questionário Internacional de Atividade Física

L-ACC: baixo perfil de aceleração

RT- Reto Femoral

SENIAM – Eletromiografia de Superfície para Avaliação Não invasiva de músculos

ST- Semitendíneo

UFJF-GV: Universidade Federal de Juiz de Fora – Campus avançado Governador Valadares.

UFJF: Universidade Federal de Juiz de Fora.

VL – Vasto Lateral

VM- Vasto Medial

1. INTRODUÇÃO

1.1 TREINAMENTO RESISTIDO E A TECNOLOGIA ISOINERCIAL

O exercício resistido consiste na imposição de resistência externa durante contrações musculares isométricas ou dinâmicas (ROIG et al., 2009). Esta modalidade de exercício têm se tornado cada vez mais popular, sendo amplamente utilizado por indivíduos de diferentes níveis de treinamento, faixas etárias e gênero, além de ser preconizado para alcançar diferentes metas e objetivos físicos (PETRÉ; WERNSTÄL; MATTSSON, 2018). Durante a contração isométrica o músculo é mantido contraído ativamente em um comprimento fixo. Enquanto que na contração dinâmica, identificamos duas fases: a concêntrica e a excêntrica. A fase concêntrica, envolve a contração ao longo do encurtamento das fibras musculares e a fase excêntrica refere-se à contração muscular durante o alongamento ativo das fibras. Sabe-se que os diferentes tipos contração: concêntrica e excêntrica geram estímulos diferentes e, portanto, poderiam produzir distintas adaptações (COLLIANDER; TESCH, 1990; ROIG et al., 2009) .

Os exercícios com ênfase na fase excêntrica têm sido frequentemente utilizado no treinamento resistido, na reabilitação e nas ações de prevenção de lesões nas mais diversas populações, incluindo atletas (FRANCHI; MAFFIULETTI, 2019). Isso indica um crescente interesse no uso de exercícios resistidos excêntricos para otimizar os ganhos de força, uma vez que a capacidade de geração força pela contração excêntrica é superior aos demais tipos de contração (FRANCHI; MAFFIULETTI, 2019; ROIG et al., 2009; TIMÓN et al., 2018).

A prescrição de resistência externa para os exercícios resistidos costuma ser determinada pela força concêntrica e isso tende a gerar sobrecarga insuficiente na fase excêntrica (DOUGLAS et al., 2017). Evidências cada vez mais robustas indicam que os treinamentos resistidos que sobrecarregam suficientemente a fase excêntrica acabam por gerar adaptações neuromusculares superiores quando comparado com treinamento resistido convencional/gravidade dependente (DOUGLAS et al., 2017; ISNER-HOROBETI et al., 2013; VOGT; HOPPELER, 2014).

Os exercícios com carga isoinercial apresentam a inércia como constante, em que ao puxar a polia enrolada em um eixo durante a fase concêntrica, um cone inicia o movimento rotacional. O cone continua os movimentos rotacionais por inércia

acumulando energia cinética (BERG; TESCH, 1998; TOUS-FAJARDO et al., 2006) e precisa ser desacelerado pela contração excêntrica, permitindo atingir máximo esforço por parte do indivíduo, o que não é possível nos exercícios gravidade dependente (PETRÉ; WERNSTÅL; MATTSSON, 2018).

O treinamento resistido com a tecnologia isoinercial foi descrito em 1990 e inicialmente foi proposto para reduzir os efeitos deletérios (disfunções neuromusculares e atrofia muscular) em astronautas, causadas pela falta de gravidade durante viagens de longa duração no espaço (BERG; TESCH, 1994). Desde então, numerosos estudos foram conduzidos buscando elucidar os mecanismos neurofisiológicos, morfológicos e as adaptações induzidas pelo treino utilizando carga isoinercial (BEATO; DELLO IACONO, 2020; MAROTO-IZQUIERDO et al., 2017; TESCH; FERNANDEZ-GONZALO; LUNDBERG, 2017)

1.2 ADAPTAÇÕES CRÔNICAS AO TREINAMENTO ISOINERCIAL

Nos últimos 20 anos, muitos estudos buscaram investigar os efeitos dos exercícios com sobrecarga excêntrica utilizando os equipamentos isoinerciais. Os resultados indicam ganhos de 5-13% de massa muscular (DEL ROSARIO; REDMOND; LOVELL, 2015; HOPKINS et al., 2009; NEUGEBAUER; LAFIANDRA, 2018; TESCH; FERNANDEZ-GONZALO; LUNDBERG, 2017), aumento de 11-39% na contração voluntária máxima (DEL ROSARIO; REDMOND; LOVELL, 2015; HOPKINS et al., 2009; TESCH; FERNANDEZ-GONZALO; LUNDBERG, 2017), aumento de 12-25% na repetição máxima (1 RM) (DEL ROSARIO; REDMOND; LOVELL, 2015; KOS; TOMAŽIČ; UMEK, 2016). Além de aumento de 21-90% na força excêntrica (COOMBS; GARBUTT, 2002; WATANABE; AKIMA, 2011) e 10-30% de aumento na potência muscular (JIMÉNEZ-REYES et al., 2014; KOS; TOMAŽIČ; UMEK, 2016), 6-15% da potência do salto (JIMÉNEZ-REYES et al., 2014; KOS; TOMAŽIČ; UMEK, 2016; SAMOZINO et al., 2014), 2-10% na velocidade da corrida, e acima de 30% de aumento da atividade eletromiográfica (CARROLL et al., 2019; ILLERA-DOMÍNGUEZ et al., 2018; NEUGEBAUER; LAFIANDRA, 2018).

O treinamento com ênfase na fase excêntrica em lesões tendinosas leva à redução da dor, diminuição da rigidez do tendão, aumento da neovascularização e aumento da neuroplasticidade (HESSEL; LINDSTEDT; NISHIKAWA, 2017; WONDERS, 2019). A existência de tal sobrecarga excêntrica durante o exercício

isoinercial parece estar altamente associada ao aumento na produção de força muscular mas não com o aumento na massa muscular (NUÑEZ SANCHEZ; DE VILLARREAL, 2017). Uma possível explicação é que as contrações excêntricas são caracterizadas por maior atividade das fibras do tipo II e maior atividade cortical, resultando em maior potência e ativação muscular em comparação com exercícios de resistidos com peso livre (MAROTO-IZQUIERDO et al., 2017). O fator neural mencionado acima refere-se às taxas de disparo das unidades motoras durante a contração muscular, isto é, quanto maior o recrutamento de unidades motoras maior será a força do músculo (ARAGÃO et al., 2015).

No entanto, indivíduos com maior eficiência têm habilidade de produzir maiores níveis de força associados a menores níveis de ativação das fibras musculares, o que representa menor gasto energético para execução da tarefa e menor risco de lesão. (ARAGÃO et al., 2015; DESCHENES et al., 2002; PATSIKA; KELLIS; AMIRIDIS, 2011). Do ponto de vista biomecânico, a eficiência neuromuscular é calculada através da razão entre a quantidade dos estímulos neurais (excitação muscular) e a capacidade de gerar força que o músculo possui (ARAGÃO et al., 2015; DESCHENES et al., 2002; PATSIKA; KELLIS; AMIRIDIS, 2011). A eletromiografia de superfície (sEMG) avalia a excitação muscular, permitindo o cálculo da eficiência neuromuscular (ARAGÃO et al., 2015; DESCHENES et al., 2002). Este conceito é muito útil para estabelecer a forma mais eficiente de realizar um exercício, visto que ao tornar o sistema neuromuscular mais eficiente, há um menor gasto energético associado à um menor risco de lesão e melhor desempenho na tarefa (ARAGÃO et al., 2015; CHAVES et al., 2012; DESCHENES et al., 2002). Para a reabilitação, o conceito de eficiência neuromuscular tem sido usado durante os períodos pré e pós-operatórios e, para comparar o membro lesado nesses dois momentos utilizando o membro não operado como controle (CHAVES et al., 2012). Além disso, a eficiência neuromuscular pode servir como parâmetro para inferir sobre desempenho, principalmente em se tratando de exercícios multiarticulares (ARAGÃO et al., 2015; DESCHENES et al., 2002; PATSIKA; KELLIS; AMIRIDIS, 2011). Vários estudos avaliaram as demandas mecânicas e as características de sobrecarga da resistência isoinercial (MONAJATI et al., 2018; NÚÑEZ et al., 2016; NUÑEZ SANCHEZ; DE VILLARREAL, 2017; PRIETO-MONDRAGÓN et al., 2017; TIMÓN et al., 2018). Entretanto, a maioria destes estudos examinou a sobrecarga utilizando somente exercícios mono-articulares. Outros consideraram os fatores neurais associados à cada fase do exercício

isoinercial e até o presente momento nenhum estudo incluiu a eficiência neuromuscular como variável.

1.3 MEDIDAS DE DESEMPENHO

Os parâmetros como força, potência e velocidade têm sido descritos como pontos-chave para garantir a assertividade na prescrição dos exercícios para melhora do desempenho e progressão segura na reabilitação (JIMÉNEZ-REYES et al., 2014; PRIETO-MONDRAGÓN et al., 2017; SUCHOMEL; COMFORT; LAKE, 2017; TAVARES et al., 2018). As melhorias no desempenho do exercício durante uma tarefa isoinercial podem ser avaliadas verificando os aumentos nos valores de potência média e máxima durante as fases concêntrica e excêntrica (CARMONA et al., 2015). E também pela eficiência neuromuscular, que é facilmente calculada através da avaliação da excitação muscular com a eletromiografia de superfície (sEMG) (ARAGÃO et al., 2015; DESCHENES et al., 2002).

1.4 TREINAMENTO ISOINERCIAL

Os elementos absolutos e relativos definem a resistência nos dispositivos isoinerciais. Os elementos absolutos são a massa e o raio do disco/cone, enquanto os elementos relativos incluem a aceleração angular gerada e a distância perpendicular da corda ao centro do disco (MORAS; VÁZQUEZ-GUERRERO, 2015; PRIETO-MONDRAGÓN et al., 2017). Os elementos relativos mudam de acordo com uma combinação de força desenvolvida e potência utilizada para executar o impulso pelo segmento ou aceleração corporal enquanto o exercício é executado. Assim, é esperado que os perfis de aceleração mais altos também devem produzir maior força mesmo com cargas submáximas (IRINEU LOTURCO, RONALDO KOBAL, JOSÉ E. MORAES, KATIA KITAMURA, 2017).

O treinamento isoinercial tem demonstrado evidente potencial como ferramenta eficaz para reabilitação de lesões musculares devido aos seus efeitos positivos de treinamento. As melhorias em força, hipertrofia, ativação muscular e comprimento do músculo levam a adaptações positivas e recuperação muscular (FERNANDO SANZ-LOPEZ et al., 2016; WONDERS, 2019). Um treinamento de força funcional e eficiente associado a incrementos de desempenho usando um dispositivo isoinercial deve incluir a aferição da potência durante as fases concêntrica e excêntrica (NUÑEZ et al., 2019). O controle de potência torna-se mais importante durante a reabilitação devido ao risco de sobrecarregar as estruturas músculo-esqueléticas, com possível chance de lesão (COOMBS; GARBUTT, 2002; VRIEND et al., 2017). No entanto,

existem algumas dificuldades técnicas para adquirir dados referentes à potência e força de dispositivos isoinerciais. Controlar os elementos relativos durante as fases concêntrica-excêntricas enquanto se avalia a aceleração, potência, força e o elemento neural durante uma tarefa complexa de cadeia cinética fechada, como o agachamento, é um grande desafio devido à falta de sistemas acessíveis e de fácil interpretação de resultados. Como a sobrecarga do sistema é baseada na inércia, a aceleração está intimamente ligada à produção de força e potência durante tarefas isoinerciais. Uma alternativa para caracterizar tal sobrecarga é avaliar as diferenças entre distintos perfis de aceleração.

Dada a escassez de estudos associando os parâmetros supracitados, as demandas biomecânicas de cada fase devem também ser examinadas conjuntamente para integrar adequadamente o treinamento resistido isoinercial como mecanismo de sobrecarga.

2. OBJETIVOS

O objetivo deste estudo é examinar a influência seletiva de diferentes perfis de aceleração na eficiência neuromuscular, força e potência durante as fases concêntrica e excêntrica do agachamento isoinercial.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. DESENHO DE ESTUDO

Trata-se de um estudo de corte transversal comparativo que avaliou 38 indivíduos, subdivididos em dois grupos de acordo com seu perfil de aceleração durante o agachamento isoinercial.

3.2. CÁLCULO AMOSTRAL

Um cálculo amostral a priori e bicaudal foi realizado utilizando-se o software G-power 3.1 (Franz Faul, Universität Kiel, Germany), considerando-se tamanho de efeito de 0.63, nível alfa de 5%, e poder amostral de 95%. O algoritmo retornou um tamanho amostral mínimo de 26 indivíduos, com um poder amostral real de 0.9519.

3.3. AMOSTRA

Os voluntários foram recrutados na comunidade local, via chamada pública. Em maio de 2019, todos os dados foram coletados nas instalações da Clínica Escola de Fisioterapia da Universidade Federal de Juiz de Fora - UFJF, com ambiente privativo e adequado às regras sanitárias vigentes.

O Questionário Internacional de Atividade Física (Brasil) (CRAIG et al., 2003) foi utilizado para avaliar o nível de atividade física dos participantes, e 38 indivíduos muito ativos (≥ 5 dias / sem e ≥ 30 minutos por sessão de treinamento) participaram deste estudo transversal (Tabela 1). Este questionário foi traduzido para o português e teve suas propriedades psicométricas previamente validadas no Brasil (MATSUDO et al., 2012). Eles foram divididos, usando uma análise de divisão pela mediana, (LOTURCO et al., 2019) em 2 grupos de acordo com seu perfil de aceleração máxima durante a tarefa de agachamento isoinercial: grupo de alta aceleração (H-ACC: $a > 2,5 \text{ m / s}^2$) e baixa aceleração (L-ACC: $a < 2,5 \text{ m / s}^2$). O perfil foi determinado com base em dados de um sensor inercial que engloba um acelerômetro de 3 eixos, um magnetômetro e um giroscópio de 3 eixos (BTS™ Bioengineering Corp, Quincy, MA).

Os objetivos do estudo foram explicados aos potenciais participantes e estes foram notificados dos benefícios e riscos eventuais envolvidos, previamente à assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE 1). O comitê de ética em investigação humana da UFJF aprovou os procedimentos empregados no estudo (CAAE: 25305219.4.0000.5147).

Não foram realizadas intervenções nos voluntários durante a pesquisa. Os investigadores responsáveis por este trabalho estavam comprometidos com a resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde.

3.5 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE

3.4.1 Critérios de inclusão

Foram incluídos no estudo indivíduos com idades entre 18 e 30 anos, considerados indivíduos muito ativos (≥ 5 dias / sem e ≥ 30 minutos por sessão de treinamento) de acordo com o International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) (CRAIG et al., 2003; MATSUDO et al., 2012) e que tenham assinado Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

3.4.2 Critérios de exclusão

Como critérios de exclusão foram considerados: sintomas relacionados ao joelho-quadril, uma história de luxação da patela ou cirurgia do membro inferior, injeções de cortisona nos últimos 6 meses, doenças relatadas sistêmicas e neurológicas e história de fratura ou cirurgia do membro inferior. Nenhum sujeito relatou participação em uma atividade excepcionalmente extenuante 48 horas antes da sessão de teste.

3.5 INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO

3.5.1 Eletromiografia de superfície

Um módulo de aquisição com 8 canais analógicos (MIOTECTM; Equipamentos Biomédicos, Porto Alegre, RS, Brasil) registrou continuamente os sinais biológicos. A conversão dos sinais analógicos em digitais foi realizada por uma placa A / D com uma faixa de entrada de resolução de 16 bits, frequência de amostragem de 2 kHz, um módulo de rejeição comum maior que 100 dB, relação sinal-ruído menor que 03 μV raiz média quadrada e impedância de 109 Ω . Os dados coletados foram colocados em janela a 125 ms usando o software MIOTECTM Suite. Os sinais sEMG foram registrados em raiz média quadrada em μV com eletrodos de superfície MEDITRACETM (Ludlow Technical Products, Gananoque, Canadá) Ag / AgCl com diâmetro de 1 cm e distância e a distância de centro a centro de 2 cm, aplicados em orientação transversal paralelo às fibras subjacentes no músculo. Um eletrodo de referência foi colocado no epicôndilo umeral lateral esquerdo. Os sinais sEMG foram amplificados e filtrados (filtro passa-banda Butterworth de quarta ordem, 20-450 Hz, filtro notch de 60 Hz). Antes da colocação do eletrodo sEMG, a pele foi tricotomizada e limpa com álcool 70% para eliminação da gordura residual, seguida de esfoliação com lixa específica para pele e segunda limpeza com álcool. Os eletrodos foram posicionados de acordo com EMG de Superfície para Avaliação Não Invasiva de Músculos (SENIAM - <http://seniam.org/>), conforme segue: Os eletrodos foram colocados no músculo reto femoral (RF) a 50% na linha do espinha ilíaca ântero-superior até a parte superior da patela na direção da linha para a parte superior da patela. Para o músculo vasto medial (VM), os eletrodos foram colocados a 80% na linha entre a espinha ilíaca ântero-superior superior e o espaço articular na frente da borda anterior do ligamento medial. A orientação era quase perpendicular à linha entre a espinha ilíaca ântero-superior e o espaço articular na frente da borda anterior do ligamento medial. Os eletrodos foram colocados no músculo vasto lateral (VL) em 2/3 na linha da espinha ilíaca ântero-superior até a face lateral da patela. A orientação era na direção das fibras musculares. Os eletrodos foram colocados no músculo bíceps femoral (BF) a 50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia. A orientação foi na direção da linha entre a tuberosidade

isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia. Para o músculo semitendíneo (ST), os eletrodos foram colocados a 50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo medial da tíbia. A orientação era na direção da linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo medial da tíbia. Estudos prévios testaram a validade e confiabilidade da EMGs para avaliar músculos do membro inferior (MARK T. CAVANAUGH, SAIED JALAL ABOODARDA, 2017; WATANABE; AKIMA, 2011)

3.5.2 Conversor Analógico-Digital do Encoder Óptico

Arduino A / D ARDUINO™ Micro; ATmega32U4; 10 bits de resolução; 0,5 LSB em linha; ± 2 LSB precisão absoluta; taxa de frequência máxima = 1 KHz; tempo de conversão = 13 a 260 μ s; resolução máxima = 15.000 amostras por segundo; 8 canais de entrada multiplexados para uma única terminação, 7 canais de entrada independentes, tensão de referência selecionável em 2,56 V.

FIGURA 1: Eletromiógrafo Miotool



Fonte: Elaborado pela autora 2021

3.5.2 Protocolo isoinercial

A Polia Cônica Portátil (IVOLUTION™ Equipamento Isoinercial, Santa Fé, Argentina) foi utilizada para realizar o agachamento bipodal até a falha na tarefa. Um estudo prévio confirmou a confiabilidade da Polia Cônica (MEYLAN et al., 2015). O final do protocolo foi determinado quando o sujeito relatou exaustão ou quando não conseguiu realizar a próxima repetição. Os sujeitos foram inicialmente posicionados com cada pé apoiado em 1 steps com 20 cm de altura (2x20cm). Foram orientados a manter a distância dos pés na linha dos ombros. Os participantes foram instruídos a

aplicar força máxima durante a fase concêntrica e resistir à frenagem durante a fase excêntrica (MONAJATI et al., 2018). Cinco repetições foram realizadas previamente ao protocolo para fins de familiarização.

O encoder óptico incremental-rotacional de alta resolução (fase de saída = fase AB, tipo de saída = coletor aberto NPN, elétrico voltagem= 5-24 V-DC, frequência máxima de resposta = (Diante da impressão) 20 kHz, revolução máxima permitida = 2.000 revoluções / min, coleta de dados real = 600 pulsos / revolução; IVOLUTION™ Isoinertial Equipamento) foi fixada ao eixo da Polia Cônica Portátil. Um estudo anterior demonstrou a validade do encoder óptico (ERIC J DRINKWATER , BROOK GALNA, MICHAEL J MCKENNA, PATRICK H HUNT, 2007). O cabo de saída foi conectado a uma placa conversora analógica para digital (ARDUINO™ Micro) que foi finalmente conectado a um laptop onde os dados foram convertidos usando o software VALKYRIA™ (IVOLUTION™ Isoinertial Equipment).

FIGURA 2: Isoinercial



Fonte: Site da IVOLUTION™¹

¹ Disponível em < <https://www.ivolution.com.ar> > Acesso em: 05 de março 2021.

3.6 EXTRAÇÃO DE DADOS

Todas as informações foram registradas e processadas offline usando o software MIOTEC Suite [™] (MIOTEC [™]; Biomedical Equipment) e o software VALKYRIA [™] (IVOLUTION [™] Isoinertial Equipment). O sEMG e o encoder óptico foram sincronizados por vídeo. Todo o sinal sEMG foi normalizado. O envelope linear (sinal eletromiográfico integrado ou iEMG) foi extraído de todo o sinal sEMG para descrever a intensidade do efeito neuromuscular durante a atividade muscular sustentada devido à tarefa de agachamento e depois normalizado usando a transformação Log_{10} (NOBLE et al., 2019) A força e potência máxima e média, concêntrica e excêntrica foram extraídas a partir do uso do encoder óptico de alta resolução. A eficiência neuromuscular foi calculada para cada músculo dividido por fase (concêntrico e excêntrico) usando a razão entre a força média e iEMG normalizada (ARAGÃO et al., 2015)

3.7 METODOLOGIA DE ANÁLISE DOS DADOS

Os dados foram fornecidos como médias e desvio padrão. O teste de Shapiro-Wilk foi usado para testar a normalidade da distribuição dos dados, o qual retomou dados normais. A análise multivariada do modelo linear geral de covariância foi usada para avaliar as diferenças individuais entre os grupos e estender a análise levando em consideração múltiplas variáveis dependentes contínuas, agrupando-as em uma combinação linear ponderada (Pillai's Trace). Os fatores envolvidos foram "perfil de aceleração", "gênero" e uma interação "perfil de aceleração ^ gênero." A covariável "número de repetições" foi considerada, e todas as interações entre os fatores foram marcadas para descartar qualquer tendência. Todos os dados foram reprocessados usando a correção post hoc de Holm para avaliações pareadas, evitando-se múltiplas testagens. As diferenças padronizadas para as comparações em todas as variáveis foram analisadas usando o tamanho do efeito de Cohen d (ES). A magnitude do ES foi interpretada qualitativamente usando os seguintes limiares: <0,2, trivial; 0,2 a 0,6, pequeno; 0,6 a 1,2, moderado; 1,2 a 2,0, grande; 2,0 a 4,0, muito grande; e > 4,0, quase perfeito (HOPKINS et al., 2009). A significância foi estabelecida em 95% (P <0,05). Todas as análises foram avaliadas usando o software JAMOV (versão 1.2; Projeto JAMOV, 2020 [<https://www.jamovi.org>]).

4 RESULTADOS

Os resultados estão apresentados em forma de artigo, publicado online em 31/12/2020 na Journal of Sport Rehabilitation, DOI: 1 <https://doi.org/10.1123/jsr.2020-0198> (Anexo nº1).

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Perfis de aceleração distintos afetam a eficiência neuromuscular, a força e a potência durante as fases concêntrica e excêntrica do exercício de agachamento isoinercial. Os perfis de aceleração superiores a $2,5 \text{ m} / \text{s}^2$ mostraram níveis imediatamente mais elevados de potência e produção de força com eficiência adicional do sistema neuromuscular. Os perfis de aceleração podem ser uma alternativa para evoluir o exercício isoinercial.

Para evitar o risco de novas lesões e possíveis sobrecargas dos tecidos, o controle da carga aplicada é o cerne da prescrição de exercícios durante um processo de reabilitação. O exercício de agachamento isoinercial fornece uma alternativa viável para garantir níveis mais elevados imediatos de potência e produção de força sem privar o sistema neuromuscular, controlando a carga estabelecendo o perfil de aceleração do paciente. Os achados acima mencionados podem ajudar e estimular profissionais da saúde a organizar a prescrição de agachamentos isoinerciais, especialmente durante a reabilitação em estágio avançado de lesões músculo-esqueléticas, quando altas potências e saídas de força são mais necessárias.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ARAGÃO, Fernando Amâncio. et al. Eficiência neuromuscular dos músculos vasto lateral e bíceps femoral em indivíduos com lesão de ligamento cruzado anterior. **Revista Brasileira de Ortopedia**, [S. l.], v. 50, n. 2, p. 180–185, 2015. DOI: 10.1016/j.rbo.2014.03.004. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rbo.2014.03.004>.
- BEATO, Marco; DELLO IACONO, Antonio. Implementing Flywheel (Isoinertial) Exercise in Strength Training: Current Evidence, Practical Recommendations, and Future Directions. **Frontiers in Physiology**, [S. l.], v. 11, 2020. DOI: 10.3389/fphys.2020.00569.
- BERG, H. E.; TESCH, P. A. A gravity-independent ergometer to be used for resistance training in space. **Aviation Space and Environmental Medicine**, [S. l.], v. 65, n. 8, p. 752–756, 1994.
- BERG, Hans E.; TESCH, Per A. Force and power characteristics of a resistive exercise device for use in space. **Acta Astronautica**, [S. l.], v. 42, n. 1–8, p. 219–230, 1998. DOI: 10.1016/S0094-5765(98)00119-2.
- CARMONA, G. et al. Muscle enzyme and fiber type-specific sarcomere protein increases in serum after inertial concentric-eccentric exercise. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, [S. l.], v. 25, n. 6, p. e547–e557, 2015. DOI: 10.1111/sms.12363.
- CARROLL, Kevin M. et al. Characterising overload in inertial flywheel devices for use in exercise training. **Sports Biomechanics**, [S. l.], v. 18, n. 4, p. 390–401, 2019. DOI: 10.1080/14763141.2018.1433715. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1433715>.
- CHAVES, Shalimá Figueirêdo. et al. Neuromuscular efficiency of the vastus medialis obliquus and postural balance in professional soccer athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. **Muscles, Ligaments and Tendons Journal**, [S. l.], v. 2, n. 2, p. 121–126, 2012.
- COLLIANDER, E. B.; TESCH, P. A. Effects of eccentric and concentric muscle actions in resistance training. **Acta Physiologica Scandinavica**, [S. l.], v. 140, n. 1, p. 31–39, 1990. DOI: 10.1111/j.1748-1716.1990.tb08973.x.
- COOMBS, Rosalind; GARBUTT, Gerard. Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. **Journal of Sports Science and Medicine**, [S. l.], v. 1, n. 3, p. 56–62, 2002.
- CRAIG, Cora L. et al. International physical activity questionnaire: 12-Country reliability and validity. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [S. l.], v. 35, n. 8, p. 1381–1395, 2003. DOI: 10.1249/01.MSS.0000078924.61453.FB.

DEL ROSARIO, Michael B.; REDMOND, Stephen J.; LOVELL, Nigel H. Tracking the evolution of smartphone sensing for monitoring human movement. **Sensors (Switzerland)**, [S. l.], v. 15, n. 8, p. 18901–18933, 2015. DOI: 10.3390/s150818901.

DESCHENES, Michael R. et al. Neural factors account for strength decrements observed after short-term muscle unloading. **American Journal of Physiology - Regulatory Integrative and Comparative Physiology**, [S. l.], v. 282, n. 2 51-2, p. 578–583, 2002. DOI: 10.1152/ajpregu.00386.2001.

DOUGLAS, Jamie. et al. Chronic Adaptations to Eccentric Training: A Systematic Review. **Sports Medicine**, [S. l.], v. 47, n. 5, p. 917–941, 2017. DOI: 10.1007/s40279-016-0628-4.

ERIC J DRINKWATER. et al. Validation of an optical encoder during free weight resistance movements and analysis of bench press sticking point power during fatigue. **Journal of strength and conditioning research**, [S. l.], v. 21, n. 2, p. 510–517, 2007.

FERNANDO SANZ-LOPEZ. et al. ULTRASOUND CHANGES IN ACHILLES TENDON AND GASTROCNEMIUS MEDIALIS MUSCLE ON SQUAT ECCENTRIC OVERLOAD AND RUNNING PERFORMANCE. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [S. l.], p. 2010–2018, 2016.

FRANCHI, Martino V.; MAFFIULETTI, Nicola A. Distinct modalities of eccentric exercise: Different recipes, not the same dish. **Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 127, n. 3, p. 881–883, 2019. DOI: 10.1152/jappphysiol.00093.2019.

HESSEL, Anthony L.; LINDSTEDT, Stan L.; NISHIKAWA, Kiisa C. Physiological mechanisms of eccentric contraction and its applications: A role for the giant titin protein. **Frontiers in Physiology**, [S. l.], v. 8, n. FEB, p. 1–14, 2017. DOI: 10.3389/fphys.2017.00070.

HOPKINS, William G. et al. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [S. l.], v. 41, n. 1, p. 3–12, 2009. DOI: 10.1249/MSS.0b013e31818cb278.

ILLERA-DOMÍNGUEZ, Víctor. et al. Early functional and morphological muscle adaptations during short-term inertial-squat training. **Frontiers in Physiology**, [S. l.], v. 9, n. SEP, p. 1–12, 2018. DOI: 10.3389/fphys.2018.01265.

LOTURCO, IRINEU. et al. PREDICTING THE MAXIMUM DYNAMIC STRENGTH IN BENCH PRESS: THE HIGH PRECISION OF THE BAR VELOCITY APPROACH. [S. l.], v. 31, n. 4, p. 1127–1131, 2017.

ISNER-HOROBETI, Marie Eve. et al. Eccentric Exercise Training: Modalities, Applications and Perspectives. **Sports Medicine**, [S. l.], v. 43, n. 6, p. 483–512, 2013. DOI: 10.1007/s40279-013-0052-y.

JIMÉNEZ-REYES, Pedro. et al. Effect of countermovement on power–force–velocity profile. **European Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 114, n. 11, p. 2281–2288, 2014. DOI: 10.1007/s00421-014-2947-1.

KOS, Anton; TOMAŽIČ, Sašo; UMEK, Anton. Suitability of smartphone inertial sensors for real-time biofeedback applications. **Sensors (Switzerland)**, [S. l.], v. 16, n. 3, 2016. DOI: 10.3390/s16030301.

LOTURCO, Irineu; PEREIRA, Lucas A.; FREITAS, Tomás T.; ALCARAZ, Pedro E.; ZANETTI, Vinicius; BISHOP, Chris; JEFFREYS, Ian. Maximum acceleration performance of professional soccer players in linear sprints: Is there a direct connection with change-of-direction ability? **PLoS ONE**, [S. l.], v. 14, n. 5, 2019. DOI: 10.1371/journal.pone.0216806.

MARK T. CAVANAUGH, SAIED JALAL ABOODARDA, AND DAVID G. BEHM School. INTRASESSION AND INTERSESSION RELIABILITY OF QUADRICEPS' AND HAMSTRINGS' ELECTROMYOGRAPHY DURING A STANDARDIZED HURDLE JUMP TEST WITH SINGLE LEG LANDING. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [S. l.], v. 31, n. 6, p. 1601–1609, 2017.

MAROTO-IZQUIERDO, Sergio. et al. Skeletal muscle functional and structural adaptations after eccentric overload flywheel resistance training: a systematic review and meta-analysis. **Journal of Science and Medicine in Sport**, [S. l.], v. 20, n. 10, p. 943–951, 2017. DOI: 10.1016/j.jsams.2017.03.004. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2017.03.004>.

MATSUDO, Sandra. et al. QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ): ESTUPO DE VALIDADE E REPRODUTIBILIDADE NO BRASIL. **QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ): ESTUPO DE VALIDADE E REPRODUTIBILIDADE NO BRASIL**, [S. l.], v. 6, n. 2, p. 5–18, 2012. DOI: 10.12820/rbafs.v.6n2p5-18.

MEYLAN, César M. P. et al. The reliability of isoinertial force–velocity–power profiling and maximal strength assessment in youth. **Sports Biomechanics**, [S. l.], v. 14, n. 1, p. 68–80, 2015. DOI: 10.1080/14763141.2014.982696.

MONAJATI, Alireza. et al. Injury Prevention Programs Based on Flywheel vs. Body Weight Resistance in Recreational Athletes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [S. l.], v. Publish Ah, n. 00, p. 1–9, 2018. DOI: 10.1519/jsc.0000000000002878.

MORAS, Gerard; VÁZQUEZ-GUERRERO, Jairo. Force production during squats performed with a rotational resistance device under stable versus unstable conditions. **Journal of Physical Therapy Science**, [S. l.], v. 27, n. 11, p. 3401–3406, 2015. DOI: 10.1589/jpts.27.3401.

NEUGEBAUER, Jennifer M.; LAFIANDRA, Michael. Predicting Ground Reaction Force from a Hip-Borne Accelerometer during Load Carriage. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [S. l.], v. 50, n. 11, p. 2369–2374, 2018. DOI: 10.1249/MSS.0000000000001686.

NOBLE, Eric B. et al. Log-Transformed Electromyography Amplitude-Power Output Relationship: Single-Leg Knee-Extensor Versus Single-Leg Cycle Ergometry. **Journal of strength and conditioning research**, [S. l.], v. 33, n. 5, p. 1311–1319, 2019. DOI: 10.1519/JSC.0000000000001950.

NUÑEZ, F. Javier. et al. Eccentric-concentric Ratio: A Key ... Int J Sports Med Eccentric-concentric Ratio: A Key Factor for Defining Strength Training in Soccer. **Int J Sports Med**, [S. l.], 2019.

NUÑEZ, F. Javier. et al. The High Pull Exercise: A Comparison Between a Versapulley Flywheel Device and the Free Weight. **International journal of sports physiology and performance**, [S. l.], n. September, p. 1–21, 2016. DOI: 10.1123/ijsp.16-0059.

NUÑEZ SANCHEZ, Francisco J.; DE VILLARREAL, Eduardo Sáez. Does flywheel paradigm training improve muscle volume and force? A meta-analysis. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [S. l.], v. 31, n. 11, p. 3177–3186, 2017. DOI: 10.1519/JSC.0000000000002095.

PATSIKA, Glykeria; KELLIS, Eleftherios; AMIRIDIS, Ioannis G. Neuromuscular efficiency during sit to stand movement in women with knee osteoarthritis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, [S. l.], v. 21, n. 5, p. 689–694, 2011. DOI: 10.1016/j.jelekin.2011.05.006. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.05.006>.

PETRÉ, Henrik; WERNSTÅL, Fredrik; MATTSSON, C. Mikael. Effects of Flywheel Training on Strength-Related Variables: a Meta-analysis. **Sports Medicine - Open**, [S. l.], v. 4, n. 1, 2018. DOI: 10.1186/s40798-018-0169-5.

PRIETO-MONDRAGÓN, Laura Del Pilar et al. Force-velocity profile: Imbalance determination and effect on lower limb ballistic performance. **Frontiers in Physiology**, [S. l.], v. 31, n. 11, p. 1–13, 2017. DOI: 10.1055/s-0033-1354382. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rbo.2014.03.004>.

ROIG, M. et al. The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: A systematic review with meta-analysis. **British Journal of Sports Medicine**, [S. l.], v. 43, n. 8, p. 556–568, 2009. DOI: 10.1136/bjism.2008.051417.

SAMOZINO, P. et al. Force-velocity profile: Imbalance determination and effect on lower limb ballistic performance. **International Journal of Sports Medicine**, [S. l.], v. 35, n. 6, p. 505–510, 2014. DOI: 10.1055/s-0033-1354382.

SUCHOMEL, Timothy J.; COMFORT, Paul; LAKE, Jason P. Enhancing the force-velocity profile of athletes using weightlifting derivatives. **Strength and Conditioning Journal**, [S. l.], v. 39, n. 1, p. 10–20, 2017. DOI: 10.1519/SSC.0000000000000275.

TAVARES, F. et al. A Simple Method for Assessing Upper Limb Force-Velocity Profile in Bench Press. **International Journal**, [S. l.], v. 14, n. 2, p. 156-162, 2018. Disponível em: <https://www.cochranelibrary.com/central/doi/10.1002/central/CN->

01787161/full.

TESCH, Per A.; FERNANDEZ-GONZALO, Rodrigo; LUNDBERG, Tommy R. Clinical applications of iso-inertial, eccentric-overload (YoYo™) resistance exercise. **Frontiers in Physiology**, [S. l.], v. 8, n. APR, 2017. DOI: 10.3389/fphys.2017.00241.

TIMÓN, Rafael. et al. Inertial flywheel resistance training and muscle oxygen saturation. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, [S. l.], v. 58, n. 11, p. 1618–1624, 2018. DOI: 10.23736/S0022-4707.17.07793-3.

TOUS-FAJARDO, Julio. et al. The flywheel leg-curl machine: offering eccentric overload for hamstring development. **International journal of sports physiology and performance**, [S. l.], v. 1, n. 3, p. 293–298, 2006. DOI: 10.1123/ijsp.1.3.293.

VOGT, Michael; HOPPELER, Hans H. Eccentric exercise: Mechanisms and effects when used as training regime or training adjunct. **Journal of Applied Physiology**, [S. l.], v. 116, n. 11, p. 1446–1454, 2014. DOI: 10.1152/jappphysiol.00146.2013.

VRIEND, Ingrid. et al. Intervention Strategies Used in Sport Injury Prevention Studies: A Systematic Review Identifying Studies Applying the Haddon Matrix. **Sports Medicine**, [S. l.], v. 47, n. 10, p. 2027–2043, 2017. DOI: 10.1007/s40279-017-0718-y.

WATANABE, Kohei; AKIMA, Hiroshi. Validity of surface electromyography for vastus intermedius muscle assessed by needle electromyography. **Journal of Neuroscience Methods**, [S. l.], v. 198, n. 2, p. 332–335, 2011. DOI: 10.1016/j.jneumeth.2011.03.014. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jneumeth.2011.03.014>.

WONDERS, Jaap. Flywheel Training in Musculoskeletal Rehabilitation: a Clinical Commentary. **International Journal of Sports Physical Therapy**, [S. l.], v. 14, n. 6, p. 994–1000, 2019. DOI: 10.26603/ijsp.20190994.

APÊNDICES

APÊNDICE 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Gostaríamos de convidar você a participar como voluntário (a) da pesquisa " **EFEITOS IMEDIATOS E TARDIOS DO TREINAMENTO ISOINERCIAL NAS VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS POTÊNCIA E FORÇA**". O motivo que nos leva a realizar esta pesquisa é que até o presente momento não existe estudos que avaliem os efeitos imediatos e tardios do treinamento com isoinercial nas variáveis biomecânicas de potência e força. Avaliar os efeitos do use do isoinercial pode ser eficiente para propor intervenções mais assertivas e direcionadas de acordo com a necessidade de cada paciente. Nesta pesquisa pretendemos " Analisar os efeitos imediatos e tardios do treinamento isoinercial nas variáveis biomecânicas potência e força"

Caso você concorde em participar, vamos fazer as seguintes atividades com você: serão coletados dados como peso, altura para cálculo do IMC e perimetria de membros inferiores. Será aplicado o questionário internacional de atividade física para avaliar o nível de atividade física, além de medidas de força e potência de membros inferiores. Esta pesquisa tem alguns riscos, que são mínimos: risco de queda durante a avaliação do salto ou estresse psicológico pela aplicação do questionário. Mas, para diminuir a chance desses riscos acontecerem, o risco de alguma queda durante os procedimentos de avaliação de salto será minimizado com a presença de um fisioterapeuta experiente. E apesar de ser improvável que os questionários utilizados nesse estudo causem algum estresse psicológico, esse risco será amenizado realizando as entrevistas em local privativo, resguardando o sigilo de seus dados.

A pesquisa pode ajudar os fisioterapeutas a prescreverem exercícios de forma mais assertiva e direcionada para seus pacientes. Como benefícios diretos da participação neste projeto de pesquisa os voluntários receberão relatórios das avaliações realizadas incluindo feedback sobre suas capacidades físicas e hábitos alimentares.

Para participar deste estudo você não vai ter nenhum custo nem receberá qualquer vantagem financeira. Apesar disso, se você tiver algum dano por causadas atividades que fizemos com você nesta pesquisa, você tem direito a indenização. Você terá todas as informações que quiser sobre esta pesquisa e estará livre para participar ou recusar-se a participar. Mesmo que você queira participar agora, você pode voltar atrás ou parar de participar a qualquer momento. A sua participação é voluntária e o fato de não querer participar não vai trazer qualquer penalidade ou mudança na forma em que você é atendido (a). O pesquisador não vai divulgar seu nome. Os resultados da pesquisa estarão à sua disposição quando finalizada. Seu nome ou o material que indique sua participação não será liberado sem a sua permissão. Você não será identificado (a) em nenhuma publicação que possa resultar.

Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias originais, sendo que uma será arquivada pelo pesquisador responsável e a outra será fornecida a você. Os dados coletados na pesquisa ficarão arquivados com o pesquisador responsável por um período de 5 (cinco) anos. Decorrido este tempo, o pesquisador avaliará os documentos para a sua destinação final, de acordo com a legislação vigente. Os pesquisadores tratarão a sua identidade com padrões profissionais de sigilo, atendendo a legislação brasileira (Resolução N° 466/12 do Conselho Nacional de Saúde), utilizando as informações somente para os fins acadêmicos e científicos.

Declaro que concordo em participar da pesquisa e que me foi dada à oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

Juiz de Fora, _____ de _____ de 20 .

Assinatura do Participante

Assinatura do (a) Pesquisador (a)

Nome do Pesquisador Responsável: Isabella Christina Ferreira
Campus Univesitário da UFJF
Faculdade/Departamento/Instituto: Departamento de Fisioterapia da UFJF/GV
CEP: 36036-900
Fone: (33) 991526867
E-mail: isabella.christinaf@hotmail.com

ANEXOS

ANEXO N°1 ARTIGO PUBLICADO

Fonte: Journal of Sport Rehabilitation DOI:10.1123/jsr.2020-0198

Journal of Sport Rehabilitation, (Ahead of Print)
<https://doi.org/10.1123/jsr.2020-0198>
 © 2020 Human Kinetics, Inc.

Human Kinetics 
 ORIGINAL RESEARCH REPORT

Acceleration Profiles and the Isoinertial Squatting Exercise: Is There a Direct Effect on Concentric–Eccentric Force, Power, and Neuromuscular Efficiency?

Denys Batista Campos, Isabella Christina Ferreira, Matheus Almeida Souza, Macquiden Amorim Jr,
 Leonardo Intelangelo, Gabriela Silveira-Nunes, and Alexandre Carvalho Barbosa

Objective: To examine the selective influences of distinct acceleration profiles on the neuromuscular efficiency, force, and power during concentric and eccentric phases of isoinertial squatting exercise. **Design:** Cross-sectional study. **Setting:** Biomechanics laboratory of the university. **Participants:** A total of 38 active adults were divided according to their acceleration profiles: higher ($n = 17$; $>2.5 \text{ m/s}^2$) and lower acceleration group ($n = 21$; $<2.5 \text{ m/s}^2$). **Intervention:** All subjects performed squats until failure attached to an isoinertial conic pulley device monitored by surface electromyography of rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, and semitendinosus. **Main Outcome Measures:** An incremental optical encoder was used to assess maximal and mean power and force during concentric and eccentric phases. The neuromuscular efficiency was calculated using the mean force and the electromyographic linear envelope. **Results:** Between-group differences were observed for the maximal and mean force ($P_{\text{range}} = .001-.005$), power ($P = .001$), and neuromuscular efficiency ($P_{\text{range}} = .001-.03$) with higher significant values for the higher acceleration group in both concentric and eccentric phases. **Conclusion:** Distinct acceleration profiles affect the neuromuscular efficiency, force, and power during concentric and eccentric phases of isoinertial squatting exercise. To ensure immediate higher levels of power and force output without depriving the neuromuscular system, acceleration profiles higher than 2.5 m/s^2 are preferable. The acceleration profiles could be an alternative to evolve the isoinertial exercise.

Keywords: flywheel, resistance training, torque, electromyography, inertial

Isoinertial technology is a gravity-independent system. The equipment uses the moment of inertia of a rotatory wheel or conical pulley over the concentric phase while braking to resist against the accumulated kinetic energy until stopping the wheel or conical pulley at the end of the eccentric phase.^{1,2} Traditional gravity-dependent weight training employs constant external load, resulting in submaximal eccentric actions, whereas isoinertial systems are supposed to allow maximal voluntary contraction during the eccentric phase.³ Eccentric training for injured tendons leads to a reduction in pain, decreased stiffness in the tendon, increased neovascularization, and enhanced neuroplasticity.^{4,5} The existence of such eccentric overload during the isoinertial exercise seems to be highly associated with the increase in muscle force production but not with increases in muscle mass.⁶ A possible explanation is that the eccentric contractions are characterized by higher activity of type II fibers and greater cortical activity, resulting in greater power and muscle activation compared with free-weight resistance exercises.⁷

The aforementioned neural factor relates particularly to the firing rates of the motor units during muscle contraction, that is, the greater the number of recruited motor units, the greater the muscle's force.⁸ However, more efficient individuals show the ability to produce greater muscle force with a lower magnitude of

muscle fiber activation.^{8–10} Biomechanically, the neuromuscular efficiency is calculated through the ratio between the amount of neural stimulus and the capacity to generate force that a muscle has.^{8,10} The concept is very useful to establish the most efficient way of performing an exercise by interfering in any parameter of exercise prescription that may enhance the performance. For rehabilitation, the concept has been used during the preoperative and postoperative periods and to compare the injured limb at these 2 times using the nonoperated limb as a control.^{8,11}

Several studies examined the mechanical demands and overload characteristics of isoinertial resistance.^{1–3,6,12} Most of them examined the overload using single-joint exercises but, to our knowledge, few studies considered the neural factors associated with each phase of the isoinertial exercise and none included the neuromuscular efficiency as a variable. The improvements in exercise performance during an isoinertial task can be assessed by checking the increases in the mean and maximal power values during the concentric and eccentric phases,¹³ and the surface electromyography (sEMG) enables the assessment of muscle excitation.^{8,9}

Absolute and relative elements define the resistance in the isoinertial devices. The absolute elements are the mass and radius of the disc/cone, whereas the relative elements include the generated angular acceleration and the perpendicular distance of the tether to the center of the disc.^{14,15} The relative elements change according to a combination of developed force and power mainly driven by the segment or body acceleration while the exercise is performed. Thus, higher acceleration profiles are also supposed to produce higher force production even with nonmaximal loads.¹⁶ The conical pulley tends to be most efficient when the force is applied throughout the full concentric phase at maximal velocity.^{12,17}

Campos, Ferreira, Souza, Amorim, Silveira-Nunes, and Barbosa are with the Musculoskeletal Research Group—NIME, Department of Physical Therapy, Federal University of Juiz de Fora, Juiz de Fora, Brazil. Intelangelo is with the Musculoskeletal Research Unit—UIM, Department of Physical Therapy, University Center for Assistance, Teaching and Research—CUADI, Universidad del Gran Rosario—UGR, Rosario, Argentina. Barbosa (alexwbarbosa@hotmail.com) is corresponding author.

The isoinertial training has shown evident potential as an effective tool for muscle injury rehabilitation due to its positive training effects. The improvements in strength, hypertrophy, muscle activation, and muscle length lead to positive adaptations and muscle healing.^{5,18} An efficient functional strength training associated with performance increments using an isoinertial device should include the measurement of the power output during the concentric and eccentric phases.¹⁷ This power control output becomes more important during rehabilitation due to the risk of overloading the musculoskeletal structures and possible reinjuries.^{19,20} However, there are some technical difficulties to acquire power and force data from isoinertial devices. It is also a challenge to control the relative elements during the concentric–eccentric phases while assessing the acceleration, power, force, and the neural element during a complex closed kinetic chain task, such as squatting. Controlling the exercise execution in those devices is very difficult due to the lack of inexpensive, easy to read systems. As the system overload is based on inertia, the acceleration is closely linked to force and power production during isoinertial tasks. An alternative to characterize such overload is to assess differences between higher and lower acceleration profiles.

Based on the lack of studies associating the aforementioned parameters, biomechanical demands of each phase must be examined to appropriately integrate the isoinertial resistance training as an overload mechanism. The purpose of the present study was to examine the selective influences of distinct acceleration profiles on the neuromuscular efficiency, force, and power during concentric and eccentric phases of isoinertial squatting exercise. The primary hypothesis is that acceleration profiles would present distinct biomechanical results during the isoinertial squatting task. The secondary hypothesis is that acceleration profiles could be an alternative to evolve the isoinertial exercise by characterizing the imposed biomechanical demands without expensive or difficult-to-read devices.

Methods

Participants

The International Physical Activity Questionnaire (Brazil)²¹ was used to assess the participants' level of physical activity, and 38 very active subjects (≥ 5 d/wk and ≥ 30 min per session of training) participated in this cross-sectional study (Table 1). The subjects were recruited by public invitation through fliers and personal contacts. They were divided, using a median split analysis,²² into 2 groups according to their maximum acceleration profile during isoinertial squatting task: higher (H-ACC: >2.5 m/s²) and lower acceleration group (L-ACC: <2.5 m/s²). The profile was determined based on data of an inertial sensor that encompasses a 3-axis accelerometer, a magnetic sensor, and a 3-axis gyroscope (BTS™ Bioengineering Corp, Quincy, MA). Subjects were assessed in the biomechanical laboratory facilities at the Federal University of Juiz de Fora—Campus Governador Valadares (Minas Gerais, Brazil) between June 2019 and November 2019. All assessments were provided onsite. The objectives of the study were explained to the subjects, and they were notified of the benefits and potential risks involved before signing an informed consent form before participation. The ethics committee for human investigation of the Federal University of Juiz de Fora approved the procedures employed in the study (number 25305219.4.0000.5147).

Participants were considered healthy if they exhibited a full, pain-free range of motion and no symptoms in the anamnesis.

Table 1 Participants' Characteristics

Outcome	Higher	Lower	P
n (%male/female)	17 (70/30)	21 (43/57)	.08 ^a
Age, y	23 (3)	24 (4)	.17 ^b
Height, m	1.76 (0.1)	1.71 (0.07)	.82 ^b
Weight, kg	71 (12)	72 (15)	.25 ^b
BMI, kg/m ²	25 (4.3)	23 (2.4)	.08 ^c
Training experience	4 (2)	4 (3)	.99
Rep	58.6 (20.4)	48.4 (25.2)	.16 ^c
ACC _{max} , m/s ²	2.99 (0.28)	2.14 (0.26)	.0001 ^b
ACC _{mean} , m/s ²	2.00 (0.27)	1.47 (0.28)	.0001 ^b

Abbreviations: ACC, acceleration; BMI, body mass index; max, maximal; Rep, repetitions until failure.

^aChi-square test. ^bStudent *t* test. ^cMann-Whitney U test.

Individuals in both groups were excluded if they had knee–hip related symptoms, a history of patella dislocation or lower limb surgery, cortisone injections within the last 6 months, systemic and neurological reported diseases, and history of lower limb fracture or surgery. No subject reported participation in an unusually strenuous activity 48 hours before the testing session.

Procedures

Surface Electromyography. An acquisition module with 8 analog channels (MIOTEC™; Biomedical Equipments, Porto Alegre, RS, Brazil) continuously recorded the biological signals (see [Supplementary Material](#) [available online] for detailed description). Previous studies tested the validity and reliability of the sEMG to assess lower limb muscles.^{23,24}

Isoinertial Protocol. The Portable Conic Pulley (IVOLUTION™ Isoinertial Equipment, Santa Fe, Argentina) was used to perform double-leg squats until task failure. A previous study confirmed the reliability of the Portable Conic Pulley.²⁵ The end of the protocol was determined when the subject reported exhaustion or when he/she was not able to perform the next repetition. The subjects were initially positioned with their feet on 2 × 20-cm step supports. The feet width was based on the shoulder line. The participants were instructed to apply maximum force during the concentric phase and resist braking during the eccentric phase.² Five repetitions were allowed for familiarization purposes.

The high resolution incremental–rotational optical encoder (output phase = AB phase, output type = NPN open collector, electrical supply voltage = 5–24 V-DC, maximal frequency of response = 20 kHz, maximal allowable revolution = 2000 revolutions/min, actual data collection = 600 pulses/revolution; IVOLUTION™ Isoinertial Equipment) was attached to the axis of the Portable Conic Pulley. A previous study demonstrated the optical encoder's validity.²⁶ The output cable was attached to an analog-to-digital converter board (ARDUINO™ Micro; see [Supplementary Material](#) [available online] for additional description) that was finally attached to a laptop where the data were converted by using the VALKYRIA™ Software (IVOLUTION™ Isoinertial Equipment).

Data Extraction

All pieces of information were recorded and processed offline using the software MIOTEC Suite™ (MIOTEC™; Biomedical Equipments) and the VALKYRIA™ Software (IVOLUTION™ Isoinertial

Equipment). The sEMG and the optical encoder were video synchronized. The whole sEMG signal was smoothed. The linear envelope (integrated electromyographic signal or iEMG) was extracted from the whole sEMG signal to describe the intensity of the neuromuscular effect during the sustained muscle activity due to the squat task and then normalized using the Log_{10} transformation.²⁷ The maximal and mean concentric and eccentric force and power were extracted using the high-resolution incremental-rotational optical encoder. The neuromuscular efficiency was calculated for each muscle split by phase (concentric and eccentric) using the ratio between the mean force and normalized iEMG.⁸

Statistical Analysis

Data were presented as means and SD. The Shapiro–Wilk test was used to test the distribution of the data. The normality was accepted, and the multivariate analysis of covariance general linear model was used to assess between-group individual differences and to extend the analysis by taking into account multiple continuous dependent variables, bundling them together into a weighted linear combination or composite variable (Pillai's Trace). The analyzed factors were "acceleration profile," "gender," and the interaction "acceleration profile^gender." The covariate "number of repetitions" was considered, and all interactions among factors were checked to discard any bias. All data were reworked using the Holm post hoc test. The standardized differences for the comparisons in all variables were analyzed using Cohen *d* effect size (ES). The magnitude of the ES was qualitatively interpreted using the following thresholds: <0.2, trivial; 0.2 to 0.6, small; 0.6 to 1.2, moderate; 1.2 to 2.0, large; 2.0 to 4.0, very large; and >4.0, nearly perfect.²⁸ The significance was set at $P < .05$. All analysis was performed using the JAMOVI software (version 1.2; The JAMOVI project, 2020 [retrieved from <https://www.jamovi.org>]).

Results

Multivariate Composite Comparison

No co-interventions were performed in either group, and no adverse effects were reported by any participant during the assessments. Group differences were noted only for the composite factor "acceleration profile" (Pillai $F_{22,2} = 43.41$; $P = .02$). No other interactions were observed among factors or considering the covariable "number of repetitions."

Univariate Comparisons

Between-group differences were observed for the maximal and mean force with higher significant values in both concentric (maximal concentric force: 530 [149] vs 411 [57] N [$F = 9.22$; $P = .005$; ES = 1.09]; mean concentric force: 381 [60] vs 282 [61] N [$F = 19.98$; $P = .001$; ES = 1.61]) and eccentric phases (maximal eccentric force: 547 [89] vs 407 [87] N [$F = 19.29$; $P = .001$; ES = 1.58]; mean eccentric force: 347 [76] vs 267 [64] N [$F = 10.03$; $P = .004$; ES = 1.14]) for the H-ACC (Figure 1). The ESs ranged from moderate to large.

The analysis of power also showed the H-ACC producing significant greater concentric (maximal concentric power: 399 [80] vs 254 [77] W [$F = 26.25$; $P = .001$; ES = 1.84] and mean concentric power: 277 [60] vs 171 [58] W [$F = 25.06$; $P = .001$; ES = 1.80]) and eccentric values (maximal eccentric power: 263 [61] vs

178 [57] W [$F = 16.10$; $P = .001$; ES = 1.44] and mean eccentric power: 152 [41] vs 94 [29] W [$F = 21.47$; $P = .001$; ES = 1.67]) compared with the L-ACC (Figure 1). All ESs were classified as large.

Figure 2 summarizes the neuromuscular efficiency results. Differences and moderate to large ESs were observed for all muscles in the between-group analysis in concentric phase with greater values for the H-ACC compared with the L-ACC (rectus femoris: 108 [17] vs 81 [18] N/ μ V/s [$F = 13$; $P = .001$; ES = 1.47], vastus medialis: 97 [24] vs 73 [17] N/ μ V/s [$F = 12.3$; $P = .001$; ES = 1.17], vastus lateralis: 30 [6] vs 22 [5.3] N/ μ V/s [$F = 15.8$; $P = .001$; ES = 1.51], biceps femoris: 29 [10] vs 21 [4] N/ μ V/s [$F = 8.48$; $P = .007$; ES = 0.95], and semitendinosus: 11 [2.5] vs 8 [2.3] N/ μ V/s [$F = 9.13$; $P = .005$; ES = 1.2]). The eccentric phase analysis showed the same behavior for all muscles with significantly higher values for the H-ACC (rectus femoris: 98 [22] vs 77 [18] N/ μ V/s [$F = 8.83$; $P = .006$; ES = 1.07], vastus medialis: 30 [5] vs 22 [5] N/ μ V/s [$F = 15.99$; $P = .001$; ES = 1.44], vastus lateralis: 27 [8] vs 19.7 [5] N/ μ V/s [$F = 11.25$; $P = .002$; ES = 1.21], biceps femoris: 9 [2] vs 6.5 [2] N/ μ V/s [$F = 11.41$; $P = .002$; ES = 1.21], and semitendinosus: 10 [4] vs 7.68 [2] N/ μ V/s [$F = 5.25$; $P = .03$; ES = 0.82]). Moderate to large ESs were observed.

Discussion

The present study examined the differences between 2 acceleration profiles on the mean and maximal concentric–eccentric force, power, and neuromuscular efficiency during the isoinertial squat. All variables showed a predominance of the H-ACC over the L-ACC group with moderate to large estimated ESs, suggesting that acceleration may be used as a guide to prescribe and evolve

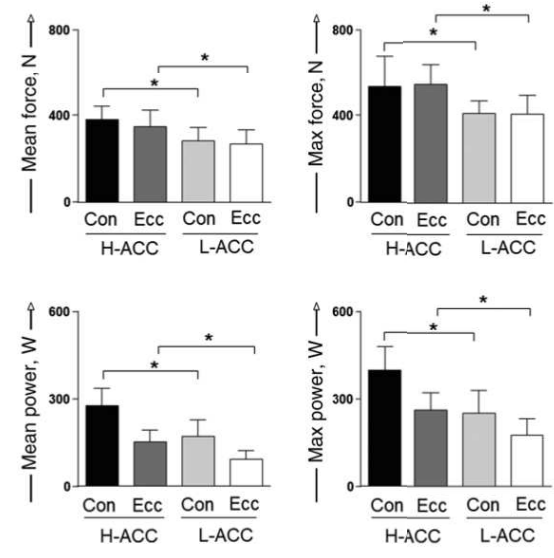


Figure 1 — Maximal and mean power and force comparisons. Con indicates concentric; Ecc, eccentric; H-ACC, higher acceleration group; L-ACC, lower acceleration group. *Significant differences assigned ($P < .05$).

(Ahead of Print)

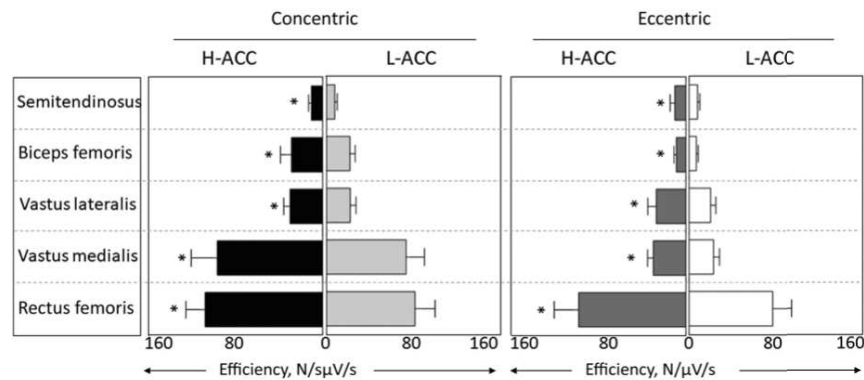


Figure 2 — Neuromuscular efficiency comparisons. H-ACC indicates higher acceleration group; L-ACC, lower acceleration group. *Significant differences assigned ($P < .05$).

the isoinertial exercising routines. The force output is a product of 2 factors: the applied mass (or load) and the acceleration used to perform the task.^{16,29} In fact, the force results were expected, as greater amounts of force against the ground have to be achieved to accelerate faster and overcome the moment of inertia.²² Both power and force output are important and much-discussed parameters in isoinertial literature, and, therefore, they were also evaluated in this study. The group developing higher acceleration was supposed to generate greater torque than the L-ACC due to higher braking and propulsive forces during sequential decelerations and accelerations typical of isoinertial devices.¹ As observed, the larger acceleration impulse in vertical direction yielded larger effect magnitudes during the isoinertial squat, indicating a role of acceleration variables for characterizing the imposed overload. This is particularly important as the absolute elements of isoinertial load were kept the same across both groups. The force findings were probably due to relative elements, mainly to the generated angular acceleration, as the perpendicular distance of the tether to the center of the axis was also the same for all participants. A review has mentioned the need to define isoinertial protocols optimizing exercise benefits, ensuring that users are not underloaded or at risk of being overloaded, possibly leading to injuries.³⁰ As the most appropriate dose–response trends for isoinertial training are not yet available to optimize the increase in force,⁶ the acceleration profiles seem to be an interesting way to enable certain control of the magnitude of the generated force and power while the exercise is performed during sports rehabilitation, as inertial sensors are inexpensive, provide easy-to-read data, and are widely available. Smartphone built-in sensors (accelerometers, gyroscopes, and magnetometers) have proven to be a reliable tool to assess real-time body movements.^{31,32} The recommendation for more demanding biofeedback applications is that sensor inaccuracy biases should be compensated by online and/or off-line algorithms and filters.³² There are several applications to assess the acceleration using built-in sensors. They should be carefully chosen considering validating studies against gold-standard devices.

Meanwhile, force, power, and velocity have been considered as key parameters to establish the best specificity on exercise training to enhance athletic performance and for rehabilitation

progression.^{33–36} Some studies already showed the close relationship between those variables and athletic performance. One of those examined 2 maximal acceleration groups of male professional soccer players.²² The influence of the maximum acceleration was assessed on linear sprint speed, sprint momentum, vertical jump performances, and capability on change of direction speed. A selective effect of the maximum acceleration ability was observed, as the H-ACC group showed better performances than the L-ACC group in all measurements. These findings are partially followed by those presented in the present study, as the acceleration was an important factor splitting groups whether the power and force have changed. However, despite the ability to generate more power and velocity, the H-ACC group was not as efficient at changing directions to counterbalance the mechanical consequences of the generated inertia, which may suggest deficits in neuromuscular coordination. A previous study suggests that technical compensations are needed in higher inertias to keep the upright posture and movement control due to the nature of squatting using isoinertial devices.³⁷ Neuromuscular input is, then, an essential aspect of multijoint isoinertial exercise.

Evidence of muscle architectural changes during short periods of isoinertial training may contribute to the early onset of the increased force-producing capacity (10–20 d produced increased muscle fascicle length and pennation angle paralleling muscle hypertrophy).^{38,39} However, the neuromuscular adaptations are more prone to occur in resistance exercises before structural changes. Neural adaptations are more evident during the isoinertial training than those experienced with exercise using weights.⁴⁰ Those adaptations are usually assessed by increased maximal sEMG activity, which is a very interesting outcome but does not fully explain the interactions between the neuromuscular system and the impact of such coordination to the performed task. The neuromuscular efficiency is more related to the level of muscle excitation, whereas the force is developed in a functional task or movement.^{8,10} Compared with the L-ACC, the H-ACC group was more efficient (more force output per unit of sEMG) along with the squatting task in both concentric and eccentric phases. Other studies highlighted the neuromuscular efficiency in several conditions as a performance measurement.^{8–10} A nonadapted neuromuscular system may increase energy expenditure

and can also be associated with the clinical presentation of injury symptoms.⁴¹ Conversely, an efficient neuromuscular system would provide improvements in task performance. In fact, despite no significant differences in the number of repetitions compared with the L-ACC group, the H-ACC group developed relevant additional 10 repetitions on average with less effort and greater power/force outputs. The subject would impose more body acceleration during the eccentric phase, letting the body loose. The braking effect would then be compensated for, resulting in less muscle recruitment as the eccentric phase would be easier to perform. However, the cyclic nature of the task would not allow that strategy. To close the cycle, the concentric phase should also be looser due to the same inertia along with the overall squatting task. That is not possible due to the pushing action required to accelerate the body during the knee's extension in a closed kinetic chain.^{1,7,37} As the maximal and the mean acceleration were higher in both concentric and eccentric phases, the strategy would probably lead to incoordination to perform the squat. Therefore, the neuromuscular efficiency (as the force and the power outputs) is attached to the cycling nature of the task due to similar inertial demands in both concentric and eccentric phases. No studies established an adequate minimal dose to induce the desired beneficial effects prompted by the isoinertial paradigm³⁰ regardless of other studies that have shown the acute effect of isoinertial exercise to facilitate more muscle involvement than other resistance exercise methods (ie, increased muscle excitation, postactivation potentiation, along with other unidentified spinal/supraspinal mechanisms that facilitate motor unit recruitment).^{30,42,43}

Progressive loads seem to be well established as an alternative to evolve the resistance exercise, including those using the isoinertial paradigm.³⁷ The Achilles tendon and patellar tendon both react positively to eccentric training, eccentric training improves outcomes in patients with lateral and medial epicondylitis, and shoulder rotation eccentric training is effective for subacromial pain syndrome.^{4,44,45} Despite those findings, a systematic review concluded that there is not enough evidence for isolating the eccentric component during the rehabilitation of tendinosis.⁴⁶ Therefore, it has been suggested to use exercises with both a concentric and eccentric component. The isoinertial training would be an ideal choice for tendinosis rehabilitation, as it has both concentric action and eccentric overload.⁵ A study used the velocity and 6 progressive loads during squat exercise to explore the load-velocity relationship in monitoring the isoinertial intensity in 17 young subjects (1 female).³⁷ However, both parameters were used simultaneously. As expected, when the loads were increased, the velocity decreased. To ensure the parameter as a factor of control, its contribution to the overall biomechanical scenario has to be assessed in a multivariate approach. Also, despite considering the velocity as an important factor of the subject's profile, the acceleration provides an inclusive biomechanical overview to understand the isoinertial-based system as a direct part of the force and power product.^{1,12,37} The authors acknowledge the principle of individualizing the exercise prescription according to the subject's needs and perception.^{47,48} However, the studies involving the isoinertial paradigm exercise often describe the achieved outcome without focusing on variables to guide the exercise prescription.^{1,6,12,39} The present study described the acceleration profile as an adequate parameter to include the expected outcomes in 2 different levels of effort, including novel data about neuromuscular efficiency. To our knowledge, this is the first attempt to assess this question during the isoinertial squat in active adults. Late-stage rehabilitation of musculoskeletal injuries that requires training of

the kinetic chain and explosive power training may benefit from isoinertial training, as it addresses both. Thus, the isoinertial exercise may be used for different injuries when return to sports or work is needed.^{1,2,49} For example, a tennis player with rotator cuff injury may benefit from sport-specific exercises that mimic a backhand movement, which can improve functional outcomes benefiting return to play.⁴⁴ A field hockey player after an anterior cruciate ligament reconstruction in late-stage rehabilitation could perform isoinertial squat exercises, which are closely related to field hockey movements and can improve aspects of the neuromuscular system.^{2,50}

Some limitations must be addressed. The sample was composed of young active adults counterbalanced by gender split. However, other ranges of age may behave differently. Due to the sample size, only 2 profiles were used, H-ACC and L-ACC, limiting the conclusions to these groups. As the acceleration ranged from 2.60 to 3.60 m/s², more profiles can be defined to further involvement of the exercise. However, considering the usual human ability to accelerate the body throughout a squat safely, the authors understood that those 2 profiles would well represent the majority spectrum of the young active population. The exercise was performed without rest intervals until exhaustion to allow multiple sequences of squats to assess the outcome variables with a greater sample of cycles. Other volumes with periods of recovery may present more expressive results, as the neuromuscular system would be able to recover part of the expended energy. Finally, other devices may evoke different results, as the conic pulley enables lower loads and the possibility of higher accelerations due to the variable radius while each phase is performed.

Conclusion

Distinct acceleration profiles affect the neuromuscular efficiency, force, and power during concentric and eccentric phases of isoinertial squatting exercise. The acceleration profiles higher than 2.5 m/s² showed the immediate higher levels of power and force output with additional efficiency of the neuromuscular system. The acceleration profiles could be an alternative to evolve the isoinertial exercise.

Clinical Implications

To avoid the risk of reinjuries and possible tissue overloads, controlling the applied load is the core of exercise prescription during a rehabilitation process. The isoinertial squatting exercise provides a viable alternative to ensure immediate higher levels of power and force output without depriving the neuromuscular system, controlling the load by establishing the patient's acceleration profile. The aforementioned findings may help and stimulate clinicians to organize the prescription of isoinertial squats, especially during late-stage rehabilitation of musculoskeletal injuries when high power and force outputs are most required.

Acknowledgments

Special thanks to Prof Augusto C. Barbosa, UFJF-GV Department of Physical Therapy, and INVOLUTION™ Isoinertial Equipment. This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior—Brasil (CAPES)—Finance Code 001 and by the Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais (FAPEMIG). The authors have no conflicts of interest relevant to this article.

References

1. Prieto-Mondragón LDP, Camargo-Rojas DA, Quiceno CA. Isoinertial technology for rehabilitation and prevention of muscle injuries of soccer players: Literature review. *Rev Fac Med*. 2016;64(3):543–550. doi:10.15446/revfacmed.v64n3.47701
2. Monajati A, Larumbe-Zabala E, Goss-Sampson M, Naclerio F. Injury Prevention Programs Based on Flywheel vs. Body Weight Resistance in Recreational Athletes [published online ahead of print September 28, 2018]. *J Strength Cond Res*. doi:10.1519/jsc.0000000000002878
3. Timón R, Ponce-González JG, González-Montesinos JL, Olcina G, Pérez-Pérez A, Castro-Piñero J. Inertial flywheel resistance training and muscle oxygen saturation. *J Sports Med Phys Fitness*. 2018; 58(11):1618–1624. PubMed ID: 28738671 doi:10.23736/s0022-4707.17.07793-3
4. Hessel AL, Lindstedt SL, Nishikawa KC. Physiological mechanisms of eccentric contraction and its applications: a role for the giant titin protein. *Front Physiol*. 2017;8:70. PubMed ID: 28232805 doi:10.3389/fphys.2017.00070
5. Wonders J. Flywheel training in musculoskeletal rehabilitation: a clinical commentary. *Int J Sports Phys Ther*. 2019;14(6):994–1000. PubMed ID: 31803531 doi:10.26603/ijsp20190994
6. Nuñez Sanchez FJ, De Villarreal ES. Does flywheel paradigm training improve muscle volume and force? A meta-analysis. *J Strength Cond Res*. 2017;31(11):3177–3186. doi:10.1519/jsc.0000000000002095
7. Maroto-Izquierdo S, García-López D, Fernandez-Gonzalo R, Moreira OC, González-Gallego J, de Paz JA. Skeletal muscle functional and structural adaptations after eccentric overload flywheel resistance training: a systematic review and meta-analysis. *J Sci Med Sport*. 2017;20(10):943–951. PubMed ID: 28385560 doi:10.1016/j.jsams.2017.03.004
8. Aragão FA, Schäfer GS, de Albuquerque CE, et al. Neuromuscular efficiency of the vastus lateralis and biceps femoris muscles in individuals with anterior cruciate ligament injuries. *Rev Bras Ortop*. 2015;50(2):180–185. doi:10.1016/j.rbo.2014.03.004
9. Deschenes MR, Giles JA, McCoy RW, Volek JS, Gomez AL, Kraemer WJ. Neural factors account for strength decrements observed after short-term muscle unloading. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2002;282(2):R578–R583. PubMed ID: 11792669 doi:10.1152/ajpregu.00386.2001
10. Patsika G, Kellis E, Amirdidis IG. Neuromuscular efficiency during sit to stand movement in women with knee osteoarthritis. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011;21(5):689–694. PubMed ID: 21689947 doi:10.1016/j.jelekin.2011.05.006
11. Chaves SF, Marques NP, Lemos e Silva R, et al. Neuromuscular efficiency of the vastus medialis obliquus and postural balance in professional soccer athletes after anterior cruciate ligament reconstruction. *Muscles Ligaments Tendons J*. 2012;2(2):121–126. PubMed ID: 23738285
12. Javier Nuñez F, Suarez-Arrones LJ, Cater P, Mendez-Villanueva A. The high-pull exercise: a comparison between a versapully flywheel device and the free weight. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017;12(4): 527–532. doi:10.1123/ijsp.2016-0059
13. Carmona G, Guerrero M, Cussó R, et al. Muscle enzyme and fiber type-specific sarcomere protein increases in serum after inertial concentric-eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sport*. 2015;25(6): e547–e557. doi:10.1111/sms.12363
14. Moras G, Vázquez-Guerrero J. Force production during squats performed with a rotational resistance device under stable versus unstable conditions. *J Phys Ther Sci*. 2015;27(11):3401–3406. PubMed ID: 26696707 doi:10.1589/jpts.27.3401
15. Vázquez-Guerrero J, Moras G, Baeza J, Rodríguez-Jiménez S. Force outputs during squats performed using a rotational inertia device under stable versus unstable conditions with different loads. *PLoS One*. 2016;11(4):e0154346. doi:10.1371/journal.pone.0154346
16. Loturco I, Kobal R, Moraes JE, et al. Predicting the maximum dynamic strength in bench press: the high precision of the bar velocity approach. *J Strength Cond Res*. 2017;31(4):1127–1131. PubMed ID: 28328719 doi:10.1519/jsc.0000000000001670
17. Nuñez FJ, Hoyo M De, López AM, et al. Eccentric-concentric ratio: a key factor for defining strength training in soccer. *Int J Sports Med*. 2019;40(12):796–802. PubMed ID: 31434138 doi:10.1055/a-0977-5478
18. Sanz-López F, Sánchez CB, Hita-Conterras F, Cruz-Díaz D, Martínez-Amat A. Ultrasound changes in Achilles tendon and gastrocnemius medialis muscle on squat eccentric overload and running performance. *J Strength Cond Res*. 2016;30(7):2010–2018. PubMed ID: 26677829 doi:10.1519/jsc.0000000000001298
19. Coombs R, Garbutt G. Developments in the use of the hamstring/ quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *J Sport Sci Med*. 2002;1(3):56–62. <http://www.jssm.org>. Accessed September 15, 2020.
20. Vriend I, Gouttebauge V, Finch CF, van Mechelen W, Verhagen EALM. Intervention strategies used in sport injury prevention studies: a systematic review identifying studies applying the Haddon matrix. *Sport Med*. 2017;47(10):2027–2043. doi:10.1007/s40279-017-0718-y
21. Craig CL, Marshall AL, Sjöström M, et al. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35(8):1381–1395. PubMed ID: 12900694 doi:10.1249/01.mss.0000078924.61453.fb
22. Loturco I, Pereira LA, Freitas TT, et al. Maximum acceleration performance of professional soccer players in linear sprints: is there a direct connection with change-of-direction ability? *PLoS One*. 2019;14(5):e0216806. PubMed ID: 31086386 doi:10.1371/journal.pone.0216806
23. Watanabe K, Akima H. Validity of surface electromyography for vastus intermedius muscle assessed by needle electromyography. *J Neurosci Methods*. 2011;198(2):332–335. PubMed ID: 21463655 doi:10.1016/j.jneumeth.2011.03.014
24. Cavanaugh MT, Aboodarda SJ, Behm DG. Intra-session and inter-session reliability of quadriceps' and hamstrings' electromyography during a standardized hurdle jump test with single leg landing. *J Strength Cond Res*. 2017;31(6):1601–1609. PubMed ID: 28538311 doi:10.1519/JSC.0000000000001631
25. Meylan CMPP, Cronin JB, Oliver JL, Hughes MMGG, Jidovtseff B, Pinder S. The reliability of isoinertial force–velocity–power profiling and maximal strength assessment in youth. *Sport Biomech*. 2015; 14(1):68–80. doi:10.1080/14763141.2014.982696
26. Drinkwater EJ, Galna B, Mckenna MJ, Hunt PH, Pyne DB. Validation of an optical encoder during free weight resistance movements and analysis of bench press sticking point power during fatigue. *J Strength Cond Res*. 2007;21(2):510–517. PubMed ID: 17530976 doi:10.1519/r-20406.1
27. Noble EB, Pilarski JM, Vora HK, Zuniga JM, Malek MH. Log-transformed electromyography amplitude–power output relationship: single-leg knee-extensor versus single-leg cycle ergometry. *J strength Cond Res*. 2019;33(5):1311–1319. PubMed ID: 31033774 doi:10.1519/jsc.0000000000001950
28. Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41(1):3–13. PubMed ID: 19092709 doi:10.1249/mss.0b013e3181818cb278

(Ahead of Print)

29. Neugebauer JM, Lafiandra M. Predicting ground reaction force from a hip-borne accelerometer during load carriage. *Med Sci Sports Exerc.* 2018;50(11):2369–2374. PubMed ID: 29889819 doi:10.1249/mss.0000000000001686
30. Tesch PA, Fernandez-Gonzalo R, Lundberg TR. Clinical applications of iso-inertial, eccentric-overload (YoYo™) resistance exercise. *Front Physiol.* 2017;8:241. PubMed ID: 28496410 doi:10.3389/fphys.2017.00241
31. del Rosario MB, Redmond SJ, Lovell NH. Tracking the evolution of smartphone sensing for monitoring human movement. *Sensors.* 2015;15(8):18901–18933. doi:10.3390/s150818901
32. Kos A, Tomažič S, Umek A. Suitability of smartphone inertial sensors for real-time biofeedback applications. *Sensors.* 2016;16(3):301. doi:10.3390/s16030301
33. Rahmani A, Samozino P, Morin JB, Morel B. A simple method for assessing upper-limb force-velocity profile in bench press. *Int J Sports Physiol Perform.* 2018;13(2):200–207. PubMed ID: 28605252 doi:10.1123/ijspp.2016-0814
34. Jiménez-Reyes P, Samozino P, Cuadrado-Peñafiel V, Conceição F, González-Badillo JJ, Morin JB. Effect of countermovement on power-force-velocity profile. *Eur J Appl Physiol.* 2014;114(11):2281–2288. doi:10.1007/s00421-014-2947-1
35. Samozino P, Edouard P, Sangnier S, Brughelli M, Gimenez P, Morin JB. Force-velocity profile: imbalance determination and effect on lower limb ballistic performance. *Int J Sports Med.* 2014;35(6):505–510. PubMed ID: 24227123 doi:10.1055/s-0033-1354382
36. Suchomel TJ, Comfort P, Lake JP. Enhancing the force-velocity profile of athletes using weightlifting derivatives. *Strength Cond J.* 2017;39(1):10–20. doi:10.1519/ssc.0000000000000275
37. Carroll KM, Wagle JP, Sato K, et al. Characterising overload in inertial flywheel devices for use in exercise training. *Sport Biomech.* 2019;18(4):390–401. doi:10.1080/14763141.2018.1433715
38. Illera-Domínguez V, Nuell S, Carmona G, et al. Early functional and morphological muscle adaptations during short-term inertial-squat training. *Front Physiol.* 2018;9:1265. PubMed ID: 30246805 doi:10.3389/fphys.2018.01265
39. Seynnes OR, De Boer M, Narici M V. Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *J Appl Physiol.* 2007;102(1):368–373. PubMed ID: 17053104 doi:10.1152/jappphysiol.00789.2006
40. Norrbrand L, Pozzo M, Tesch PA. Flywheel resistance training calls for greater eccentric muscle activation than weight training. *Eur J Appl Physiol.* 2010;110(5):997–1005. PubMed ID: 20676897 doi:10.1007/s00421-010-1575-7
41. Kibler WB, Ellenbecker T, Sciascia A. Neuromuscular adaptations in shoulder function and dysfunction. In: Hainline B, Stern RA, eds. *Handbook of Clinical Neurology* (pp. 385–400); 2018. Elsevier. doi:10.1016/b978-0-444-63954-7.00037-9
42. Cuenca-Fernández F, López-Contreras G, Arellano R. Effect on swimming start performance of two types of activation protocols: Lunge and YoYo squat. *J Strength Cond Res.* 2015;29(3):647–655. doi:10.1519/jsc.0000000000000696
43. Mendez-Villanueva A, Suarez-Arrones L, Rodas G, et al. MRI-based regional muscle use during hamstring strengthening exercises in elite soccer players. *PLoS One.* 2016;11(9):e0161356. PubMed ID: 27583444 doi:10.1371/journal.pone.0161356
44. Chaconas EJ, Kolber MJ, Hanney WJ, Daugherty ML, Wilson SH, Sheets C. Shoulder external rotator eccentric training versus general shoulder exercise for subacromial pain syndrome: a randomized controlled trial. *Int J Sports Phys Ther.* 2017;12(7):1121–1133. PubMed ID: 29234564 doi:10.26663/ijspt20171121
45. Tyler TF, Nicholas SJ, Schmitt BM, Mullaney M, Hogan DE. Clinical outcomes of the addition of eccentrics for rehabilitation of previously failed treatments of golfers elbow. *Int J Sports Phys Ther.* 2014;9(3):365–370. PubMed ID: 24944855
46. Malliaras P, Barton CJ, Reeves ND, Langberg H. Achilles and patellar tendinopathy loading programmes: a systematic review comparing clinical outcomes and identifying potential mechanisms for effectiveness. *Sport Med.* 2013;43(4):267–286. doi:10.1007/s40279-013-0019-z
47. Blanchard S, Glasgow P. A theoretical model for exercise progressions as part of a complex rehabilitation programme design. *Br J Sports Med.* 2019;53(3):139–140. PubMed ID: 28756390 doi:10.1136/bjsports-2017-097486
48. Blanchard S, Glasgow P. A theoretical model to describe progressions and regressions for exercise rehabilitation. *Phys Ther Sport.* 2014;15(3):131–135. PubMed ID: 24913914 doi:10.1016/j.ptsp.2014.05.001
49. Lorenz D, Morrison S. Current concepts in periodization of strength and conditioning for the sports physical therapist. *Int J Sports Phys Ther.* 2015;10(6):734–747. PubMed ID: 26618056
50. Gokeler A, Bisschop M, Benjaminse A, Myer GD, Eppinga P, Otten E. Quadriceps function following ACL reconstruction and rehabilitation: implications for optimisation of current practices. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2014;22(5):1163–1174. doi:10.1007/s00167-013-2577-x

