

Universidade da Maia

Departamento de Ciências da Educação Física e Desporto



Orientação



Universidade da Maia



UNIVERSIDADE
DA MAIA – ISMAI

**Fall-risk and age-related differences in rate of force development
during voluntary stepping.**

Bryan José Correia Rivero

Nº 36317

Dissertação com vista à obtenção do grau de Mestre em Ciências da Educação Física e Desporto – Especialização em Exercício Físico e Saúde, nos termos do Decreto-Lei nº 7727/2019 (2ª série), Nº 85 de 03 de Maio.

Orientador: Prof. Doutor Mário Inácio

Julho, 2024

AGRADECIMENTOS

“Podes perder tudo nesta vida, mas o conhecimento fica contigo para sempre.”

Estas são das palavras mais marcantes de que me posso recordar. Proferidas pelo meu pai na minha infância, a quem eu devo uma profunda gratidão pela curiosidade que me incutiu, pela capacidade de ultrapassar obstáculos e de ver perspetivas diferentes que me ensinou e por ser um modelo a seguir.

À minha mãe, pelas lições de persistência, carácter perante qualquer situação e ambição, que sempre me motivaram a ser melhor e a procurar mais. À minha avó, pela bondade em qualquer situação e vontade de ajudar os demais, e por ensinar a preparar para o futuro. Ao meu avô, cujo altruísmo, visão otimista da vida e amor pelos outros sempre me inspiraram a ser uma pessoa melhor.

À minha querida, Natalie, agradeço de coração pelo apoio inabalável, pelo carinho e pela força de vontade que sempre demonstraste. Obrigado por veres o melhor em mim, mesmo nos momentos mais difíceis, por me mostrares sempre o melhor caminho e por seres o meu porto seguro em qualquer altura. O vosso amor e apoio incondicional são a base de tudo o que sou e conquistei.

Ao Professor Mário Inácio, meu orientador, expresso minha mais sincera gratidão pela orientação, cuidado e pela disposição incansável de ajudar a qualquer momento. Nada do que está presente nesta tese seria possível sem o seu vasto conhecimento e o seu entusiasmo em partilhá-lo. A sua dedicação, apoio e principalmente, a sua amizade foram fundamentais para a realização deste trabalho.

Aos meus amigos Caio, Margarida, António, Cristina, Pedro, Abigail, Leandro, Marta, Bohdan e Tito, não tenho palavras para expressar o quanto a vossa amizade significa para mim. A vossa alegria, inspiração e suporte constante fizeram desta jornada algo verdadeiramente especial e memorável.

Ao meu parceiro de estudo, Óscar, agradeço pela colaboração, pelo trabalho árduo e pelo compromisso. Trabalhar contigo foi uma experiência enriquecedora e prazerosa.

Também gostaria de agradecer a todos os meus professores, cujo compromisso com o ensino e a transmissão de conhecimento moldaram profundamente o meu crescimento académico e pessoal.

Finalmente, quero agradecer a todos que, de alguma forma, contribuíram para que esta tese se tornasse realidade. O vosso apoio, orientação e incentivo foram essenciais para que eu pudesse alcançar este marco.

Obrigado a todos, de coração.

RESUMO

Esta tese investigou os efeitos do treino de potência nos mecanismos de iniciação da marcha e na prevenção de quedas em idosos, com foco na força de reação do solo, respostas de passos a estímulos visuais e comparações entre grupos. O estudo incluiu 44 participantes repartidos por três grupos: 14 adultos jovens (PY), 15 idosos sem histórico de quedas (PNF) e 15 idosos com histórico de quedas (PF). Apenas o grupo PF realizou um programa de treino de potência de 10 semanas utilizando um dispositivo de flywheel, duas vezes por semana, enquanto os grupos de controle mantiveram suas atividades físicas habituais. As variáveis avaliadas incluíram a taxa de desenvolvimento de força (RFD), equilíbrio dinâmico, força de reação do solo, tempo de reação e cinética do passo em resposta a estímulos visuais durante a iniciação da marcha.

Na grande maioria das métricas avaliadas, os indivíduos mais jovens apresentaram melhores resultados em comparação com os grupos mais velhos, sendo que os idosos com histórico de quedas foram semelhantes aos sem histórico de quedas. Os resultados da intervenção no grupo de idosos que caíram indicaram que o treino de potência com flywheel melhorou significativamente o desempenho neuromuscular, a mobilidade funcional e as características de iniciação de passos voluntários. Especificamente, durante a iniciação de passos voluntários, a intervenção reduziu a velocidade e o deslocamento do centro de pressão (CoP) nas direções lateral e posterior e melhorou o tempo de reação. Na execução de força isométrica máxima, houve melhorias na RFD para abdução e adução da anca, dorsiflexão do tornozelo, melhoria na RFD e força máxima.

Em conclusão, o treinamento de potência com flywheel é uma intervenção promissora para melhorar a iniciação voluntária da marcha, a mobilidade funcional e o risco de quedas, bem como o desempenho neuromuscular em idosos com historial de queda. Estudos futuros devem incluir amostras maiores, randomização rigorosa e controle de variáveis externas para validar e expandir esses achados. Além disso, investigar diferentes intensidades e durações do treinamento pode fornecer mais insights para a otimização de programas de intervenção utilizando esta metodologia.

Palavras-chave: Treino de potência, flywheel, passos voluntários, taxa de desenvolvimento de força, quedas, idosos.

ABSTRACT

This thesis investigated the effects of power training on gait initiation mechanisms and fall prevention in older adults, focusing on ground reaction force, stepping responses to visual cues, and between-group comparisons. The study included 44 participants divided into three groups: 14 young adults (PY), 15 older adults without a history of falls (PNF), and 15 older adults with a history of falls (PF). Only PF underwent a 10-week power training program using an isoinertial flywheel device, twice a week, while the control groups maintained their usual physical activities. The evaluated variables included rate of force development (RFD), dynamic balance, ground reaction force, reaction time, and step kinetics in response to visual stimuli during gait initiation.

In the vast majority of the outcome measures, the younger individuals were better than the older groups, with fallers being similar to non-fallers. The results from the intervention in the fallers group indicated that flywheel power training significantly improved neuromuscular performance, functional mobility and voluntary step initiation characteristics. Specifically, during voluntary stepping, the intervention reduced the velocity and displacement of the center of pressure (CoP) in the lateral and posterior directions and improved the reaction time. In the maximal isometric task, there were improvements in RFD for hip abduction and adduction, ankle dorsiflexion improved RFD and peak force.

In conclusion, flywheel power training is a promising intervention for improving voluntary gait initiation, functional mobility and fall-risk, as well as neuromuscular performance in older fallers. Future studies should include larger samples, rigorous randomization, and control of external variables to validate and expand these findings. Additionally, investigating different intensities and durations of training could provide further insights into optimizing intervention programs using this methodology.

Keywords: Power training, Flywheel, voluntary stepping, Gait initiation, Fall prevention, Rate of force development, Ground reaction force, Visual cue response, Reaction time, Center of pressure, falls, Older adults.

Índice

AGRADECIMENTOS	I
RESUMO	II
ABSTRACT	III
Índice	IV
Lista de Abreviaturas e Símbolos.....	VI
Índice de Figuras	VII
Índice de Tabelas	VIII
1. Introdução.....	1
1.1 Estado da arte	1
1.2 Objetivos do estudo.....	8
1.3 Hipóteses do estudo.....	8
2. Revisão da literatura.....	9
2.1 Adaptações Associadas ao Envelhecimento e Epidemiologia de quedas	9
2.2 Processos neurológicos	10
2.3 Processos musculares	12
2.4 Performance Neuromuscular.....	13
2.5 Mecanismo de Quedas e Equilíbrio:	15
2.6 Tipos de quedas.....	21
2.7 Estratégias de Recuperação de Quedas:	22
2.8 Passo Reativo e Passo Voluntário:	27
2.9 Intervenções de Força:	33
3. Material e Métodos.....	37
3.1. Participantes	37
3.2. Procedimentos	39
3.2.1 Ferramentas de avaliação.....	39
3.2.2 Protocolo de treino de potência	43
3.3. Análise Estatística	44
4. Resultados	44
5. Discussão	48
5.1. Discussão dos resultados.....	48
5.2 Limitações do estudo	54
6. Conclusões e considerações finais.....	56

6.1 Conclusões e aplicações práticas	56
6.2 Sugestões para trabalhos futuros	57
7. Referências bibliográficas	58

Lista de Abreviaturas e Símbolos

AP	AP
APA	Ajustes Posturais Antecipatórios
CoM	Centro de Massa
CoP	Centro de Pressão
CRT	Iniciação de Marcha com constrição de reação ao estímulo visual
FSST	Four Square Step test
GFR	Forças reativas de solo
GI	Iniciação de Marcha
Mini-BEST	Mini Balance Evaluation Systems Test
ML	Médio-lateral
MoS	Margem de Estabilidade
PF	Grupo de Idosos com historial de queda nos últimos 12 meses
PNF	Grupo de Idosos sem historial de queda nos últimos 12 meses
PY	Grupo de Jovens

Índice de Figuras

FIGURA 1.....	16
FIGURA 2.....	16
FIGURA 3.....	19
FIGURA 4.....	20
FIGURA 5.....	24
FIGURA 6.....	28
FIGURA 7.....	43
FIGURA 8.....	45
FIGURA 9.....	45
FIGURA 10.....	45
FIGURA 11.....	45
FIGURA 12.....	45
FIGURA 13.....	45
FIGURA 14.....	45
FIGURA 15.....	45
FIGURA 16.....	46
FIGURA 17.....	46
FIGURA 18.....	46
FIGURA 19.....	46
FIGURA 20.....	47
FIGURA 21.....	47
FIGURA 22.....	47
FIGURA 23.....	47
FIGURA 24.....	48
FIGURA 25.....	48
FIGURA 26.....	48
FIGURA 27.....	48
FIGURA 28.....	48

Índice de Tabelas

TABELA 1. CARACTERÍSTICAS DEMOGRÁFICAS DOS PARTICIPANTES JOVENS ADULTOS (PY), IDOSOS COM BAIXO RISCO DE QUEDAS (PNF) E IDOSOS COM HISTÓRICO DE QUEDAS (PF).	38
--	----

1. Introdução

1.1 Estado da arte

O envelhecimento traz alterações significativas para o sistema musculoesquelético e o sistema nervoso, tendo consequências sobre o movimento, o desempenho motor e o controle do equilíbrio (Rodrigues et al., 2022). Essas mudanças são multifatoriais, envolvendo alterações estruturais e funcionais.

Com o avançar da idade, a massa muscular diminui aproximadamente 5-10% por década após os 50 anos (Radaelli et al., 2023). Essa perda, denominada sarcopenia, deve-se principalmente a mecanismos celulares que afetam a síntese proteica. A redução na síntese de proteínas e a reduzida atividade das células satélite, combinada com o aumento da degradação de proteínas, resultam num balanço proteica negativo e uma subsequente perda de massa muscular (Bellumori et al., 2013).

Dado que a massa muscular constitui cerca de 60% do peso corporal de um indivíduo, a sua perda progressiva afeta profundamente a vida diária dos idosos. Por este motivo, a sarcopenia está associada à redução da força muscular e da funcionalidade, aumentando a vulnerabilidade a quedas e fraturas e levando à perda de independência (Oliveira et al., 2013).

Um fator mais preocupante é a acentuada queda na potência muscular. Estudos indicam uma perda de até 4% por ano na capacidade de gerar força rápida/explosiva após os 65 anos, em comparação com uma perda anual de 1% na massa muscular e 2% na força máxima (Oliveira et al., 2013). Essa queda significativa na potência muscular está correlacionada com uma redução drástica (até 75%) nas fibras musculares do tipo IIx e IIa. Este evento ocorre devido a uma desenervação das unidades motoras que compõem essas fibras, seguida pela sua nova inervação como fibras do tipo I, que são mais lentas, mas mais resistentes à fadiga (T. Chen & Yoshida, 2021).

Além das alterações musculares, o envelhecimento também afeta o sistema nervoso. Podemos observar um declínio na condução nervosa, uma redução no número de moto-neurónios e alterações na sincronização da atividade das unidades motoras. Essas mudanças contribuem

para a diminuição da força e potência muscular, bem como para a redução da precisão e coordenação dos movimentos (Bellumori et al., 2013).

A manutenção do equilíbrio está intimamente ligada ao sistema nervoso central, com o sistema vestibular e o cerebelo desempenhando papéis vitais no controlo da postura e do equilíbrio. O controlo da locomoção envolve o tronco cerebral, o cerebelo e o córtex cerebral, que processam informações somatossensoriais cruciais para o movimento (Arvin, 2016). O envelhecimento leva a mudanças significativas nesses sistemas, resultando num processamento sensorial alterado e, consequentemente, em mecanismos de controlo motor com menor eficácia (Rogers & Mille, 2003).

À medida que as pessoas envelhecem, ocorrem perdas de neurónios, menos ramificações neuronais, perda de dendritos, observa-se um metabolismo cerebral reduzido, perfusão cerebral reduzida e transmissões metabólicas alteradas. Essas mudanças diminuem a velocidade de condução nervosa, atrasando e interrompendo a geração de respostas posturais (Kim et al., 2022).

Entre estas mudanças, podemos verificar que a diminuição de eficiência do sistema proprioceptivo torna os idosos cada vez mais dependentes de pistas visuais para o equilíbrio. No entanto, declínios relacionados à idade na acuidade visual, sensibilidade ao contraste e adaptação à escuridão reduzem a eficácia das entradas visuais, especialmente com visão periférica reduzida, aumentando o risco de quedas (Chang, 2007).

Além disso, mudanças no sistema vestibular, como a perda de células ciliadas labirínticas, células ganglionares e fibras nervosas vestibulares, levam a uma maior oscilação e instabilidade corporal, especialmente quando as entradas somatossensoriais diminuem (Chang, 2007). Processos neurodegenerativos no sistema nervoso central também impactam assim o processamento sensorial, retardando a condução nervosa e afetando as respostas posturais. Essas alterações destacam a relação intrínseca entre os sistemas sensoriais e motores na manutenção do equilíbrio e da mobilidade (Melzer, Kurz, et al., 2007).

A perda muscular e de potência resultante das alterações sobre o tipo de fibras musculares acompanha uma diminuição nas entradas sinápticas para os neurónios motores-alfa, reduzindo a capacidade de contração muscular voluntária (Bellumori et al., 2013).

Além disso, alterações na estabilidade da junção neuromuscular, que incluem alterações na eficiência da transmissão do impulso nervoso para o músculo (T. Chen & Yoshida, 2021), aumento do tecido adiposo intramuscular e redução da área de secção transversal do músculo devido a menos e menores fibras contribuem para a redução da produção de força muscular (Park et al., 2023).

A taxa de desenvolvimento da força (RFD) torna-se crítica na avaliação do risco de queda, pois determina a capacidade de gerar contrações musculares rápidas necessárias para a recuperação do equilíbrio (Radaelli et al., 2023). Um tempo de resposta retardado permite um maior deslocamento do CoM, exigindo um torque maior para correção e uma capacidade de produção de força mais rápida para recuperar o equilíbrio (T. Chen & Yoshida, 2021). Mudanças relacionadas à idade nos sistemas sensoriais, incluindo visão, sensação vestibular e propriocepção, também contribuem para o risco de queda.

Para além dos mecanismos motores e sensoriais, compreender os mecanismos de controlo do equilíbrio, particularmente durante a iniciação da marcha, é crucial para criar estratégias que abordem os fatores que contribuem para as quedas, uma preocupação significativa entre os idosos (Arvin, 2016). A iniciação da marcha envolve a integração de entradas sensoriais somatossensoriais, vestibulares e visuais, aliadas à atividade muscular coordenada. Deficiências nessas áreas elevam substancialmente o risco de quedas, principalmente durante as transferências de peso lateral, que são causas mais prevalentes de quedas em idosos do que incidentes de tropeçar ou escorregar (Gafner et al., 2021).

Uma compreensão da iniciação da marcha abrange duas fases principais: fase de ajustes preparatórios e fase execução. Durante a fase de ajustes preparatórios, o centro de massa (CoM) separa-se do centro de pressão (CoP), iniciando um deslocamento para a frente sobre a articulação do tornozelo. A fase de execução começa com o levantamento da perna de balanço e termina com a descolagem do solo do pé da perna de apoio inicial, podendo ser subdividida em fase de apoio único e duplo (Hommen et al., 2024).

Estudos comparativos entre jovens e idosos, com e sem histórico de quedas, revelam diferenças significativas. Idosos que caíram exibem padrões alterados durante a iniciação da marcha, caracterizados pela redução do deslocamento do CoP em direção à perna de balanço e durações prolongadas na fase de apoio duplo. Essas alterações contribuem para uma marcha instável e aumentam o risco de queda (Chang et al., 2005).

O controle do CoM no plano frontal depende principalmente dos músculos da articulação coxo-femoral, cruciais para o equilíbrio, iniciação da marcha, caminhada e recuperação do equilíbrio. A redução de potência nesses músculos limita o equilíbrio medio-lateral (ML) e a capacidade de realizar movimentos rápidos e controlados necessários para passos reativos a perturbações externas (Hommen et al., 2024).

Os músculos abdutores e adutores têm particular relevância para reduzir a instabilidade e manter o equilíbrio ML durante a marcha, que contrariam as forças que atuam sobre o corpo, garantindo o alinhamento postural e prevenindo quedas laterais (Park et al., 2023).

Análises musculares destacam ainda fraquezas na coordenação, principalmente entre a flexão do joelho e a flexão plantar, em idosos com historial de quedas. Também é possível verificar que o movimento do tronco no plano sagital influencia a biomecânica da queda, com ângulos de flexão do tronco aumentados exacerbando o risco de queda, especialmente durante quedas após tropeçar (Inacio et al., 2012).

A entrada proprioceptiva, essencial para o feedback sobre a posição e o movimento das articulações, desempenha um papel fundamental na manutenção do equilíbrio, especialmente durante a marcha, onde as mudanças na base de apoio (BoS) e no CoM desafiam o controle do mesmo. A estabilidade dinâmica, medida pela margem de estabilidade (MoS), considera tanto as posições quanto as velocidades do CoM e da BoS, destacando a importância da largura e comprimento do passo no controle do equilíbrio (Arvin, 2016).

Os idosos geralmente adotam passos mais largos para aumentar a estabilidade do equilíbrio durante a marcha, embora isso necessite de maior controle neuromuscular e custos energéticos adicionais. A largura da passada é controlada principalmente pelos músculos glúteo médio e mínimo, que estabilizam a anca e a orientação do tronco no plano frontal durante a iniciação da marcha e as fases de apoio único (Chang et al., 2005).

Entender as complexidades das quedas durante a locomoção é fundamental para desenvolver estratégias eficazes de prevenção de quedas, especialmente para populações vulneráveis, como idosos. Vários fatores internos e externos contribuem para o risco de queda, incluindo a atenção do indivíduo, tempo de reação, velocidade da marcha, largura da passada e qualidade do sistema neuro-músculo-esquelético (Y. Chen et al., 2024a). A capacidade de iniciar e executar uma resposta a perturbações do equilíbrio muitas vezes é mais determinante para a prevenção da

queda do que os obstáculos criados pelas restrições ambientais ou internas, destacando a importância das estratégias de recuperação do equilíbrio adaptadas a perturbações específicas (Okubo et al., 2021).

Diferentes tipos de quedas associadas à locomoção, como escorregar, tropeçar ou quedas laterais, ocorrem a partir de mecanismos distintos impulsionados por diferentes deslocamentos do centro de massa. Prevenir essas quedas geralmente envolve executar passos compensatórios espaciais e temporais de forma apropriada. Fatores ambientais, como escadas, quedas ao sair da cama, quedas ao levantar da cadeira ou colisões, também contribuem para a frequência das quedas, destacando a natureza multifacetada dos esforços de prevenção das mesmas.

Interrupções inesperadas durante a marcha, como tropeçar e escorregar, são assim algumas causas principais de quedas em idosos, com o escorregar a corresponder a 40% das quedas e as perturbações externas contribuindo com 30% das quedas (Wang et al., 2021). Reconhecer os componentes críticos dessas perturbações e falhas no equilíbrio é essencial para compreender os mecanismos de queda. Alguns exemplos destes mecanismos incluem a incapacidade de realizar a flexão da anca ou a dorsiflexão do tornozelo durante a fase de transição, levando a um tropeço ou quando a fricção entre a BoS e o solo é excedida, por piso escorregadio por exemplo, levando à queda (Silva et al., 2024).

Quedas laterais, frequentemente associadas a fraquezas no complexo abductor-adutor, representam um risco aumentado devido à sua associação com fraturas ósseas, especialmente fraturas femorais (Inacio et al., 2018). Reconhecer a importância das estratégias de recuperação do equilíbrio destaca seu papel na mitigação do risco de queda, enfatizando a interação entre força muscular, coordenação motora e adaptação da marcha na manutenção da estabilidade.

Estratégias de recuperação do equilíbrio, em resposta a perturbações no plano sagital e frontal, desempenham um papel fundamental na prevenção de quedas entre os idosos (Batair et al., 2020). Essas estratégias abrangem uma variedade de respostas, desde ajustes conservadores até movimentos de passos mais dinâmicos, influenciados por vários fatores, como condições ambientais, magnitude da perturbação e características individuais (Emmens et al., 2020).

Indivíduos idosos muitas vezes dependem inicialmente de estratégias conservadoras para recuperar o equilíbrio, o que pode envolver o aumento da distância ML do CoM à BoS (Yiou et al., 2016). No entanto, essa abordagem pode levar a desafios em passos subsequentes,

destacando a complexidade da recuperação do equilíbrio. Fatores ambientais e a magnitude da perturbação influenciam ainda mais as estratégias utilizadas, com a adoção de passos protetores a resposta mais comum (Melzer, Shtilman, et al., 2007). No entanto, os idosos podem exigir mais passos protetores, sendo que a sua quantidade elevada trata-se de um fator de risco de queda.

O sistema nervoso central desempenha um papel fundamental na iniciação dos ajustes posturais antecipatórios (APA) e na modulação da ativação muscular para restaurar a estabilidade postural (Yiou et al., 2016). No entanto, declínios relacionados à idade na propriocepção, percepção sensorial e força muscular podem impactar a eficácia desses mecanismos, resultando em respostas atrasadas e menos eficientes entre os idosos. Contrastes nas estratégias de passos entre indivíduos mais jovens e mais velhos destacam a importância de entender as diferenças relacionadas à idade nos mecanismos de recuperação do equilíbrio. (Wang et al., 2021).

O tipo de instruções e as especificidades da perturbação realizada em testes que simulam quedas também influenciam as estratégias de passos, onde podemos verificar que as instruções afetam a posição do centro de massa e o comprimento do passo dos indivíduos (Bacir et al., 2020).

O processo de recuperação de equilíbrio envolve dois tipos de passos protetores, podendo ser de caráter reativo ou voluntário. O passo reativo é crucial para a restauração imediata do equilíbrio, enquanto que o passo voluntário/volitivo oferece uma abordagem mais controlada, permitindo que os indivíduos contrariem preventivamente as ameaças ao equilíbrio, envolvendo APAs para otimizar a localização do CoM (Okubo et al., 2021). O domínio dessas técnicas de passos é particularmente vital para os idosos, dadas as mudanças relacionadas à idade nos sistemas de equilíbrio, e pode contribuir significativamente para os esforços de prevenção de quedas e a qualidade de vida geral.

A eficácia das estratégias de passos está intrinsecamente ligada à função sensorial e motora, com a propriocepção a desempenhar um papel fundamental na detecção de perturbações do equilíbrio e na modulação da resposta muscular (Honda et al., 2021). Alterações relacionadas à idade na propriocepção, juntamente com a redução da força muscular, podem afetar negativamente a capacidade dos idosos de recuperar o equilíbrio, aumentando assim o risco de queda (Tisserand et al., 2016).

O treino de força emergiu como uma estratégia preventiva para combater as limitações de cariz neuromuscular, especialmente através do treino de resistência.

O treino de força tradicional, caracterizado pela aplicação de força contra uma resistência, mostra uma moderada eficácia na melhoria da força muscular, RFD, padrões de ativação neuromuscular e desempenho funcional. No entanto, o seu impacto na melhoria do equilíbrio e na redução do risco de quedas tem sido limitado (Inacio et al., 2018).

Essa eficácia poderá ser limitada devido à falta de ênfase na produção rápida de força, uma característica presente no treino de potência que é crucial para a transferência de peso durante os passos protetores. O treino de força tradicional geralmente carece dos movimentos de alta velocidade necessários para mitigar os défices relacionados à idade no desempenho neuromuscular, especialmente no controlo do movimento corporal e na iniciação dos passos (Sherrington et al., 2017).

Por outro lado, o treino de potência, que se concentra na RFD, mostrou melhores resultados, especialmente em testes funcionais, e provou ser eficaz e seguro. Ao enfatizar a velocidade máxima de execução, o treino de potência melhora a capacidade de gerar força rápida, as proporções de ativação neuromuscular e o desenvolvimento de força muscular. Além disso, tem o potencial de aumentar o tamanho muscular e o número de fibras do tipo IIa (Inacio et al., 2018; Lopes et al., 2016; Reid et al., 2008a),

No entanto, há pouca literatura que demonstra a eficácia do treino de potência na melhoria da estabilidade do equilíbrio envolvendo forças rápidas e ações posturais, como a transferência de peso ML durante os passos de proteção.

Embora o treino de resistência tenha mostrado melhorias, ainda não é claro se o controlo de equilíbrio ML por meio de passos protetores pode ser melhorado com treino de potência envolvendo os abdutores e adutores. A ênfase do treino de potência na velocidade máxima de execução pode levar a um aumento do tamanho muscular, número de fibras do tipo IIa e estimulação neural, também cria alterações em vários parâmetros, incluindo força máxima, ângulo e comprimento do fascículo, rigidez da unidade musculotendinosa e recrutamento de unidades motoras de contração rápida para RFD (Thompson et al., 2014), que, hipoteticamente, poderão ter impactos positivos sobre a capacidade de iniciação de marcha e na realização de passos protetores,

Além disso, o treino com flywheel trata-se de um método de treino de potência pouco estudado fora da literatura desportiva que oferece vantagens significativas sobre o treino de resistência tradicional. Esta metodologia envolve um ênfase quer nas contrações concêntricas como nas excêntricas, aproveitando os benefícios das contrações excêntricas na indução de adaptações neurais e morfológicas (Muñoz-López, De Souza Fonseca, et al., 2021). No entanto, o volume e a intensidade ideais permanecem incertos devido a fatores não padronizados que afetam a produção e a sobrecarga de energia (Beato & Dello Iacono, 2020).

Compreender como variáveis como velocidade de execução, intensidade da carga e tipo de contração influenciam a RFD e o desempenho voluntário de passos é crucial para o desenvolvimento de programas de treino mais eficazes. Portanto, são necessárias investigações adicionais para analisar como a RFD ML e AP afetam os passos voluntários e como esses mecanismos são alterados em idosos com diferentes riscos de queda.

1.2 Objetivos do estudo

O presente projeto tem como objetivo principal investigar o impacto do treino de potência nos mecanismos de passos voluntários e na prevenção de quedas em idosos. Com base na revisão de literatura, foram formulados os seguintes objetivos específicos:

1. Avaliar os efeitos do envelhecimento e do risco de queda nos mecanismos cinéticos de passos voluntários.
2. Avaliar o impacto do treino de potência com flywheel na performance neuromuscular dos abdutores-adutores da anca e nos dorsi-flexores da articulação tibiotársica, nos mecanismos cinéticos de passos voluntários, mobilidade funcional e risco de quedas em idosos com com histórico de quedas.

1.3 Hipóteses do estudo

Com base nos objetivos propostos, as seguintes hipóteses foram formuladas:

1. Propõe-se que os jovens adultos apresentarão melhor performance neuromuscular e nos passos voluntários devido a uma maior RFD, seguidos por idosos que não sofreram quedas e, por último, por idosos com histórico de quedas.
2. Prevê-se que a intervenção de treino de potência proposta melhorará a performance neuromuscular, os mecanismos de passos voluntários, a mobilidade funcional e o risco de quedas em idosos com alto risco de quedas, aproximando seus resultados aos dos idosos que não sofreram quedas e possivelmente, dos jovens adultos.

2. Revisão da literatura

2.1 Adaptações Associadas ao Envelhecimento e Epidemiologia de quedas

O envelhecimento provoca mudanças significativas no sistema músculo-esquelético e no sistema nervoso, resultando em restrições de movimento e limitações na capacidade de executar tarefas que envolvem desempenho motor e/ou neurológico (Rodrigues et al., 2022). Estas mudanças são multifatoriais, envolvendo tanto alterações estruturais quanto funcionais.

Com o avançar da idade, observa-se uma redução de cerca de 5-10% da massa muscular por década após os 50 anos (Oliveira et al. 2013). Essa perda de massa muscular, também conhecida como sarcopenia, é em grande parte atribuída a mecanismos celulares patológicos que afetam a síntese proteica (Rodrigues et al., 2022). A diminuição na síntese de proteínas é acompanhada por um aumento na degradação proteica, levando a um balanço proteico negativo e, conseqüentemente, à perda de massa muscular. Além disso, há uma redução na capacidade de regeneração muscular devido à diminuição da atividade das células satélite (Bellumori et al., 2013).

Considerando que a massa muscular representa aproximadamente 60% do peso corporal total de um indivíduo, essa perda progressiva tem um efeito fisiológico profundo no dia a dia dos idosos (Radaelli et al., 2023). A sarcopenia está associada a uma diminuição da força muscular e da funcionalidade, resultando em maior vulnerabilidade a quedas e fraturas, bem como na perda de independência (Rodrigues et al., 2022).

Mais preocupante ainda é o declínio acentuado na potência muscular com a idade. Estudos indicam uma perda de até 4% na capacidade de gerar força rápida/explosiva a cada ano após os 65 anos, comparado com uma perda anual de 1% da massa muscular e 2% da força máxima (Oliveira et al., 2013). Esse declínio acentuado na potência muscular está intimamente ligado à redução significativa (até 75%) das fibras musculares do tipo IIx e IIa, que são responsáveis por contrações rápidas e explosivas (Oliveira et al., 2013). Essa redução deve-se nomeadamente à desinervação das unidades motoras compostas por essas fibras, seguido pelo processo de nova inervação dessas unidades motoras que são convertidas para fibras do tipo I, mais lentas e resistentes à fadiga (Bellumori et al., 2013).

Além das mudanças nos músculos, o envelhecimento também afeta o sistema nervoso. Há uma diminuição na condução nervosa, redução no número de moto-neurónios e alterações na sincronia de disparo das unidades motoras. Essas alterações contribuem para a diminuição da força e potência muscular, bem como para a redução da precisão e coordenação dos movimentos, nomeadamente afetando o equilíbrio e o risco de queda (Chang, 2007).

2.2 Processos neurológicos

Manter o equilíbrio está intrinsecamente ligado ao sistema nervoso central, onde o sistema vestibular e o cerebelo desempenham papéis vitais no controlo postural e de equilíbrio. Por outro lado, o controlo da locomoção envolve o tronco encefálico, o cerebelo e o córtex cerebral, que processam informações somatossensoriais cruciais para o movimento (T. Chen & Yoshida, 2021).

À medida que as pessoas envelhecem, ocorrem mudanças significativas nesses sistemas, levando a alterações no processamento sensorial e nos mecanismos de controlo motor. A nível do sistema nervoso, há uma perda de neurónios, menos ramificações, perda de dendrites, metabolismo cerebral reduzido, perfusão cerebral reduzida e transmissão metabólica alterada, afetando e reduzindo o processamento de informações e retardando a velocidade de condução nervosa, o que pode atrasar e interromper a geração de respostas posturais (Bellumori et al., 2013).

As alterações no sistema propriocetivo com a idade tornam os idosos cada vez mais dependentes de feedback visual para a manutenção do equilíbrio (Chang, 2007). No entanto, as quedas

relacionadas à idade na acuidade visual, na sensibilidade ao contraste e na adaptação à escuridão reduzem a eficácia das entradas visuais, especialmente com a visão periférica reduzida, aumentando o risco de quedas (Kimijanová et al., 2021).

Mudanças relacionadas à idade no sistema vestibular, incluindo a perda de células ciliadas labirínticas, células ganglionares e fibras do nervo vestibular, contribuem para uma maior oscilação e instabilidade corporal, especialmente quando a entrada somatossensorial diminui. Além disso, os processos neurodegenerativos no sistema nervoso central, como a perda neuronal e o metabolismo cerebral alterado, impactam ainda mais o processamento sensorial, retardando a condução nervosa e afetando as respostas posturais (Chang, 2007).

A nível neuromotor, é possível observar perdas musculares e de potência subsequentes à diminuição do número de impulsos nervosos nas entradas sinápticas dos neurônios motores-alfa, reduzindo a capacidade de contração muscular voluntária (Bellumori et al., 2013). Esse declínio é atribuído a fatores como deservação das fibras do tipo IIa, seguida de nova inervação das fibras do tipo I, resultando em unidades motoras maiores, mas mais lentas derivadas de um maior tempo de condução neuronal (Thompson et al., 2014).

O avanço da idade implica também mudanças na estabilidade da junção neuromuscular, onde podemos denotar uma ativação mais frequente de unidades motoras maiores em vez de menores, uma redução nas propriedades contráteis e um aumento do tecido adiposo intramuscular, que resulta numa diminuição na área transversal muscular devido a um menor número de fibras, que têm também tamanhos menores, produzindo assim uma quantidade de força reduzida (T. Chen & Yoshida, 2021).

Todos estes fatores contribuem para a redução de função física e força, resultados caracterizados a um nível final eferente e muscular por um declínio na velocidade de encurtamento das miofibrilas, desacoplamento da excitação-contração e menor capacidade de geração de pontes cruzadas. Estas reduções também têm por consequência um maior efeito negativo sobre a força rápida do que a força máxima (Sayers & Gibson, 2014).

A RFD trata-se de uma variável crítica para avaliação do risco de queda, determinando a capacidade de gerar contrações musculares rápidas necessárias para a recuperação do equilíbrio, principalmente devido à forte correlação entre a capacidade de recuperar o equilíbrio

após uma perturbação e seu tempo de resposta subsequente, que inclui o tempo decorrido desde a detecção sensorial até a resposta motora (Inacio et al., 2012).

Um tempo de resposta atrasado permite um maior deslocamento do CoM, exigindo que seja criado um torque maior para sua correção. Isso, por sua vez, requer uma capacidade de produção de força mais rápida, dificultando assim a recuperação do equilíbrio. Mudanças relacionadas à idade nos sistemas sensoriais, incluindo visão, sensação vestibular e propriocepção, também contribuem para o risco de queda (Rogers & Mille, 2003).

Assim, compreender esses processos neurológicos e sua interação com os processos musculares torna-se essencial para o desenvolvimento de estratégias abrangentes de prevenção de quedas para idosos.

2.3 Processos musculares

O envelhecimento é acompanhado por mudanças significativas nos processos musculares, afetando não apenas a força e a potência, mas também o controle neuromuscular. Como mencionado, um dos principais fenômenos observados é a sarcopenia, caracterizada pela perda progressiva de massa muscular, o que reduz a capacidade de realizar atividades físicas e manter o equilíbrio. Este declínio na massa muscular compromete diretamente a força e a potência muscular, elementos essenciais para realizar movimentos rápidos e eficazes, especialmente em situações que exigem respostas ágeis para evitar quedas (Sherrington et al., 2017).

Além das mudanças musculares, o envelhecimento também influencia os sistemas sensoriais envolvidos no controle do equilíbrio, como a visão, o sistema vestibular e a propriocepção. Essas alterações sensoriais podem prejudicar a percepção e a resposta a mudanças no ambiente, aumentando o risco de quedas em idosos. Para manter o equilíbrio, é crucial a integração eficaz desses sistemas sensoriais durante atividades dinâmicas como a marcha (Arvin, 2016).

Um aspecto a considerar são as mudanças na junção neuromuscular, onde o moto-neurônio contacta com a fibra muscular. Com o envelhecimento, ocorrem alterações na eficiência da transmissão do impulso nervoso para o músculo, o que pode resultar numa resposta muscular mais lenta e diminuição da força muscular (Bellumori et al., 2013).

Consequentemente, estas alterações no desempenho neuromuscular têm implicações significativas na prevenção de quedas em idosos. Uma capacidade reduzida de produzir força

rapidamente compromete a capacidade de corrigir o equilíbrio em situações de instabilidade, tornando os idosos mais vulneráveis a quedas e lesões (Sherrington et al., 2008).

2.4 Performance Neuromuscular

A capacidade de realizar movimentos rápidos tem um impacto negativo significativo na mobilidade funcional e nas atividades diárias dos idosos. Movimentos rápidos são essenciais para tarefas como levantar-se de uma cadeira, subir escadas e recuperar o equilíbrio para evitar quedas. A perda dessa capacidade compromete seriamente a qualidade de vida dos idosos (Melzer, Shtilman, et al., 2007).

Esta capacidade de gerar força rápida, também denominada de RFD, é definida pela inclinação da curva tempo/força (ou tempo/torque) durante a fase inicial concêntrica (<100 ms) e sua manutenção ao longo do tempo durante a realização de um movimento a partir de um estado de repouso. Apesar dos seus mecanismos distintos, a força máxima e a RFD estão correlacionadas (Lopes et al., 2016).

Em populações destreinadas, é possível observar uma melhoria proporcional e simultânea em ambas em resposta a vários protocolos de treino, especialmente na fase final das contrações máximas voluntárias (>100 ms do início da contração) (Radaelli et al., 2023). No entanto, os parâmetros fisiológicos do RFD diferem notavelmente na fase inicial e final. A fase inicial é primariamente determinada por propriedades contráteis intrínsecas do músculo e impulsos neurais, enquanto a fase final é influenciada pela área de secção transversal muscular, impulso neural contínuo e rigidez do complexo tendão-aponeurose (T. Chen & Yoshida, 2021).

Uma das principais consequências da perda de RFD é o aumento do risco de queda em idosos. Esse aspeto torna-se relevante, pois quedas são um dos principais riscos de saúde e mortalidade em idosos, sendo inclusive a principal causa de morte relacionada com lesões, com a existência de quedas prévias sendo o maior fator de risco (Ramachandran et al., 2021).

Aproximadamente 30% dos indivíduos com mais de 65 anos reportam uma queda anual, aumentando para 50% dos idosos com idade superior a 80 anos. Esses acidentes são frequentemente acompanhados de lesões graves que levam à perda de autonomia e de qualidade de vida (Rodrigues et al., 2022).

Cerca de 15% das quedas resultam em deslocamentos, hematomas ou trauma muscular, e 1 a cada 10 pessoas que caem sofrem fraturas ósseas, entre as quais a mais severa envolve a fratura do fêmur na sua zona mais proximal. Essa lesão tem como consequência um rácio de 50% de mortalidade nos próximos dois anos (Rodrigues et al., 2022).

Também é relevante considerar que para além da taxa de mortalidade, a ocorrência de uma queda terá uma alta probabilidade de que o individuo que caiu não recupere a funcionalidade pré-fratura, tendo assim sua qualidade de vida e independência reduzida, além de uma diminuição na expectativa média de vida (Kemoun et al., 2002) .

O estado psicológico também se altera, criando um receio de reincidência de queda, o que, ao utilizar compensações ambulatorias, consequentemente aumenta o risco de nova queda. Assim, a prevenção de quedas é uma componente integral para evitar as consequências associadas a esses acidentes (T. Chen & Yoshida, 2021) .

Outros fatores que aumentam o risco de quedas incluem uma oscilação postural aumentada (aumento do balanço do corpo na marcha), tanto em condições de tarefa única como em tarefas múltiplas, equilíbrio dinâmico reduzido, mobilidade reduzida e défices de força máxima e explosiva dos membros inferiores (Fishbeck et al., 2013).

Com o envelhecimento, ocorre uma mudança perceptível para uma predominância de fibras de contração lenta e uma diminuição no número e na funcionalidade das fibras de contração rápida. Essa alteração leva a uma redução na potência muscular, contribuindo para o declínio geral no desempenho neuromuscular entre os idosos. Os padrões de recrutamento de unidades motoras, envolvendo a ativação de neurônios motores e as suas fibras musculares associadas, também são essenciais para uma produção eficiente de força (Sayers & Gibson, 2014).

Consequentemente, ocorre uma desaceleração na cinética da contração muscular e uma redução na capacidade de produção de força. Esses défices na transmissão neuromuscular contribuem para o declínio geral no desempenho físico observado com o envelhecimento (Lopes et al., 2016). Fatores biomecânicos, como arquitetura muscular, rigidez do tendão e mecânica articular, também desempenham papéis relevantes no desenvolvimento de força durante a contração muscular, algo demonstrado nas cargas diferentes utilizadas para obtenção de RFD máximo em grupos musculares diferentes (Park et al., 2023).

Estas componentes resultam numa capacidade de transmissão de força prejudicada. Por exemplo, a diminuição da rigidez do tendão e mudanças na cinemática articular reduzem a eficiência da aplicação de força. Alterações na arquitetura muscular, como diminuição do comprimento das fibras musculares e do ângulo de penetração, comprometem ainda mais a geração de força em certas amplitudes de movimento específicas (Hommen et al., 2024) .

Este declínio no desempenho neuromuscular tem profundas implicações funcionais, especialmente em atividades que exigem equilíbrio dinâmico e reações rápidas (Mehrlatifan et al., 2023).

Assim, torna-se claro que estudar intervenções eficazes que abordem RFD podem mitigar os riscos de queda, melhorar o equilíbrio e melhorar significativamente a qualidade de vida dos idosos

2.5 Mecanismo de Quedas e Equilíbrio:

Manter o equilíbrio, especialmente durante a iniciação da marcha, é crucial para entender os mecanismos de controlo do equilíbrio. A iniciação da marcha integra informações sensoriais dos sistemas somatossensorial, vestibular e visual, juntamente com a coordenação de múltiplos músculos esqueléticos (Arvin, 2016). Deficiências nessas áreas aumentam significativamente o risco de quedas, especialmente durante transferências de peso laterais, devido a fatores como maior latência de início em adultos mais velhos (Hommen et al., 2024).

A iniciação da marcha compreende duas fases principais: a fase preparatória (ajustes posturais) e a fase de execução (fase de balanço). Na fase preparatória, o centro de massa (CoM) separa-se do centro de pressão (CoP), gerando um impulso para o movimento para frente sobre a articulação do tornozelo (Hommen et al., 2024). Esta fase inclui as fases de balanço e apoio, onde o CoP se desloca em direção à perna de balanço, criando uma força de reação do solo que acelera o CoM em direção à perna de apoio. Isso continua até o movimento posterior-lateral mais distante do CoP, sinalizando o início da subsequente fase de apoio. Aqui, o centro de pressão desloca-se rapidamente para a perna de apoio, retirando o peso da perna de balanço para iniciar o passo (Y. Chen et al., 2024b).

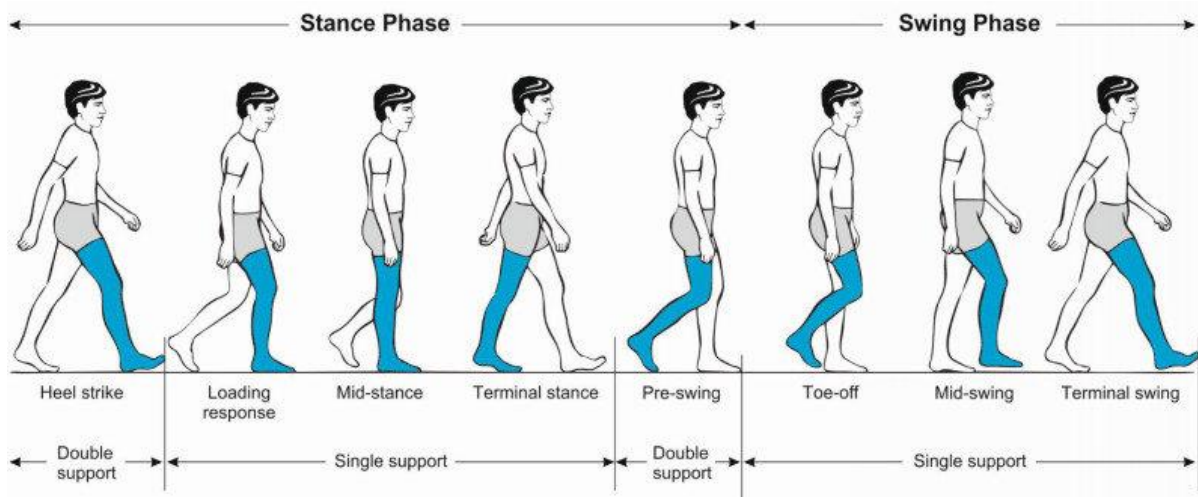


Figura 1. Fases de um ciclo de marcha normal. "Gait disorders in adults and the elderly: A clinical Guide" de Pirker & Katzenschlager (2017), Wien Klin Wochenschr

A fase de execução começa assim que a perna de balanço sai do chão e termina com a descolagem do pé da perna de apoio inicial, envolvendo as fases de apoio simples e apoio duplo. A fase de apoio simples prolonga-se desde a descolagem do pé da perna de balanço até o seu novo contato, levando à fase de apoio duplo, que termina com a descolagem da perna de apoio precedente (Hommen et al., 2024).

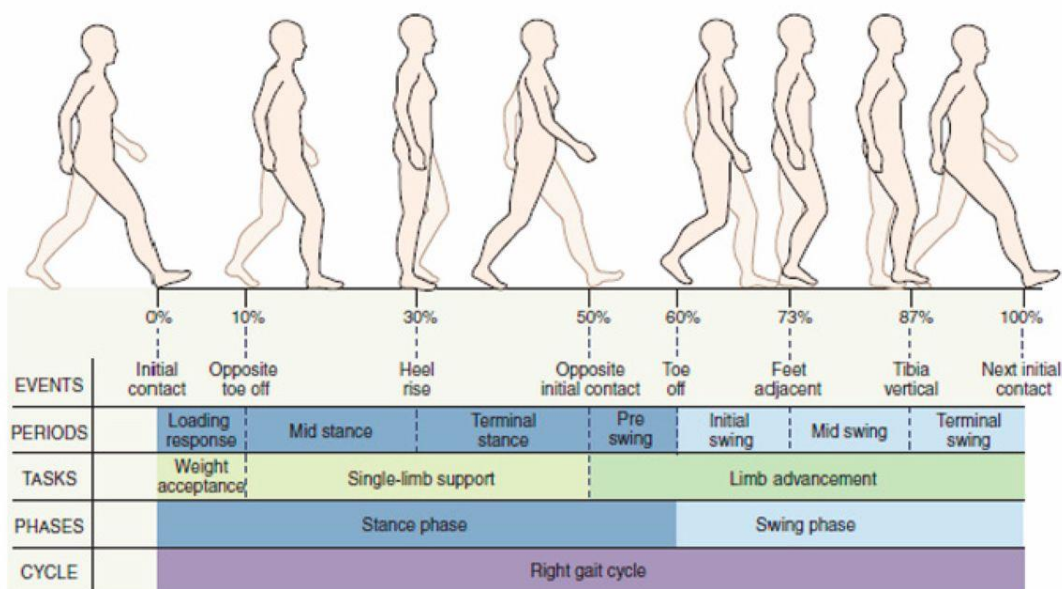


Figura 2. Fase de ciclo de marcha com os eventos indicados. "Gait Trajectory and Event Prediction from State Estimation for Exoskeletons During Gait" de Tanghe (2020), IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering

Estudos revelam que a comparação de jovens com adultos mais velhos que caíram e os que não caíram demonstram descobertas significativas. Os idosos que caíram exibiram menos deslocamento do CoP em direção à perna de balanço durante a fase de balanço, potencialmente levando a uma transferência de peso inadequada e a uma iniciação instável da marcha (Park et al., 2023).

Além disso, a fase de descarga dura mais tempo em idosos que caíram, indicando um movimento mais lento do CoP em direção à perna de apoio, retardando assim a marcha. As diferenças mais notáveis foram observadas durante a fase de apoio duplo, onde os idosos e os que caíram tiveram durações prolongadas, também atrasando a marcha (Hommen et al., 2024).

Uma fase de apoio simples com duração reduzida também foi observada, onde se pode ver um menor comprimento do passo, aumentando assim o risco de queda. Os idosos apresentam maior movimento do CoM e deslocamento do pé de apoio no contato inicial após um distúrbio, tornando perturbações laterais mais difíceis de corrigir e demonstrando um pior controle de equilíbrio ML (Watanabe et al., 2016).

Análises musculares da iniciação de marcha indicam uma coordenação mais fraca entre a flexão do joelho e a flexão plantar em pessoas que caíram, apontando para uma fraqueza extensora do joelho (Hommen et al., 2024).

Esta ativação muscular afeta fases da marcha como a fase de contato do calcanhar, pré-balanço, saída do solo do terço anterior do pé e meio do balanço, onde as pessoas que caíram mostraram menos flexão da anca e dorsiflexão, dificultando o deslocamento do pé (Chang, 2007).

Durante a fase de resposta à carga, o aumento da flexão plantar sugere que os idosos que caíram empregam uma estratégia para tocar no chão mais rapidamente, reduzindo o comprimento do passo (Hommen et al., 2024).

O movimento do tronco no plano sagital também desempenha um papel na biomecânica da queda. Ângulos de flexão de tronco aumentados podem acelerar o CoM, dificultando reações ao deslocamento e aumentando o risco de queda, especialmente durante tropeços (Arvin, 2016).

Os idosos frequentemente iniciam a marcha com velocidade mais baixa e comprimento de passo mais curto para aprimorar a estabilização do equilíbrio dinâmico, fator evidente em análises cinemáticas e cinéticas (Y. Chen et al., 2024b).

No plano frontal, podemos observar que os músculos abdutores e adutores desempenham um papel fundamental na estabilização do equilíbrio ML durante a marcha e outras atividades motoras. Eles contrabalançam as forças que atuam no corpo (contração voluntária) e sobre ele (gravidade), mantendo o alinhamento adequado e prevenindo quedas laterais e posterolaterais (Inacio et al., 2018) .

Durante uma queda aguda, a contração desses músculos ajuda proativamente a evitar fraturas, especialmente no colo do fêmur (Gafner et al., 2021).

Consequentemente, idosos demonstraram menos ativação muscular dos abdutores e adutores em condições pré-carga, crucial para a geração de potência muscular. Um pico de torque mais alto nesses músculos foi associado a uma melhor recuperação do equilíbrio com um único passo (Chang et al., 2005).

O controle do CoM no plano frontal depende principalmente desses músculos da articulação coxo-femoral, essenciais para o equilíbrio estático, iniciação da marcha e manutenção da marcha. A redução da potência nesses músculos limita o equilíbrio ML e a capacidade de realizar movimentos rápidos e controlados necessários para passos reativos a distúrbios externos (Kozinc et al., 2022).

Os sinais proprioceptivos, essenciais para o feedback da posição e movimento da articulação, envolvem fusos musculares, órgãos tendinosos de Golgi e recetores articulares. Manter o equilíbrio estático e dinâmico envolve controlar a projeção vertical do CoM dentro da BoS. Durante a marcha, tanto a BoS quanto o CoM mudam, e o equilíbrio pode ser desafiado pela direção e velocidade do movimento do CoM em relação à base de apoio (Arvin, 2016).

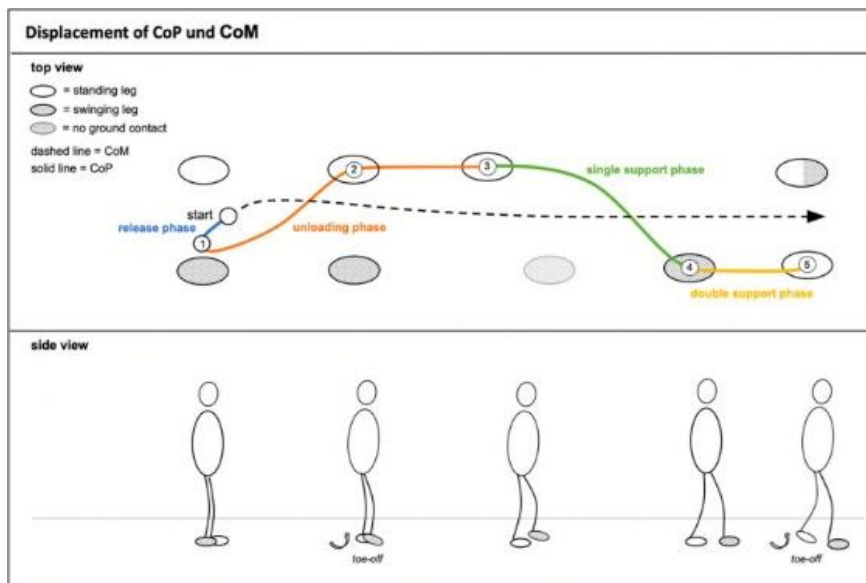


Figura 3. Fases de iniciação de marcha. “Movement patterns during gait initiation in older adults with various stages of frailty: a biomechanical analysis” de Hommen & Batista (2024), European Review of Aging and Physical Activity

A estabilidade dinâmica é medida pela margem de estabilidade (MoS), que considera tanto a posição e velocidade do CoM quanto a posição/margens da BoS. Isso é particularmente relevante porque quer o CoM como a BoS mudam ao longo do tempo, e o equilíbrio pode ser desafiado mesmo se a posição do CoM estiver dentro da BoS no plano frontal, mas a velocidade do CoM for projetada para fora da BoS (essencialmente descrevendo o momento antes de um distúrbio externo desafiar o equilíbrio) (Simonet et al., 2024).

A largura do passo afeta significativamente o controle de equilíbrio. Os idosos geralmente dão passos mais largos para aumentar a MoS ML e lidar com uma maior variabilidade do CoM, mesmo que isso aumente a atividade muscular e os custos energéticos. Estreitar a largura do passo pode diminuir o controle de equilíbrio, aumentando o risco de quedas (Vaverka et al., 2015).

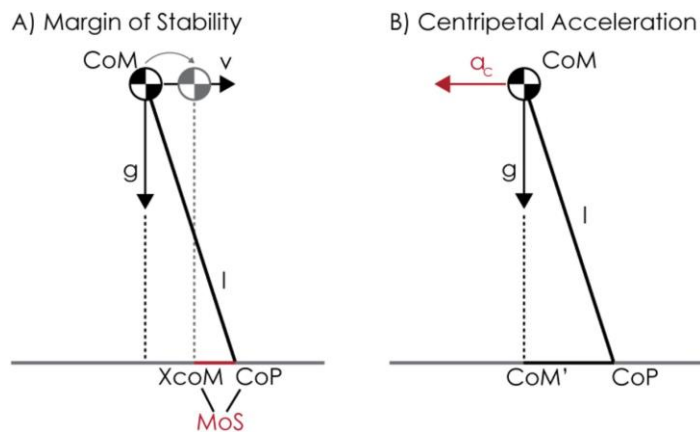


Figura 4- Modelo de margem de estabilidade (MoS). “Estimating the lateral margin of stability during walking and turning using inertial sensors” de Fino & Horak(2020) IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering

Essa largura é principalmente controlada pelo glúteo médio, que estabiliza a anca contraindo de forma excêntrica para desacelerar o CoM lateralmente, ou acelerando-o na direção oposta por contração concêntrica, sendo, portanto, essencial para a fase de carga e descarga/balanço (Mehrlatifan et al., 2023) .

Este papel é vital para a fase de suporte único devido à sua função de controlo da anca anca e, conseqüentemente, a orientação do tronco por meio da geração de torque (Park et al., 2023). A confirmação destas funções é possível através de testes por meio de vibração mecânica muscular, que ativa os fusos musculares aferentes.

Esta ação evoca uma atividade muscular reflexiva e uma percepção ilusória de alongamento muscular, desencadeando movimentos de contração opostos. As vibrações afetam a descarga motora cortical, sugerindo que as respostas podem não ser simples reflexos, mas ações voluntárias, indicando que a confusão sensorial em idosos pode prolongar a transferência de peso, aumentando o risco de perder o equilíbrio no plano frontal por meio de ativação incorreta de adutores e abdutores (Arvin, 2016).

Apesar das razões aparentes das quedas envolverem mecanismos de RFD e de feedback sensorial com timing adequado com uma resposta neuro-motora apropriada, os grupos musculares envolvidos diferem, nomeadamente devido à natureza incerta de um contexto de queda, que pode ser multidirecional, seja com ou sem perturbações externas (Okubo et al., 2021). Assim, torna-se de particular relevância compreender a contextualização desses diferentes tipos de queda.

2.6 Tipos de quedas

Quedas durante a locomoção podem ser influenciadas por diversos fatores, tanto internos quanto externos ao indivíduo. Entre esses fatores estão a atenção, o tempo de reação, a velocidade da marcha, a largura da passada e a qualidade do sistema neurológico e musculoesquelético (Melzer, Shtilman, et al., 2007). A capacidade funcional de iniciar e completar uma resposta à perturbação do equilíbrio muitas vezes supera quaisquer restrições ambientais ou internas, prevenindo a queda (Y. Chen et al., 2024b).

Certos tipos de quedas associadas à locomoção são mais prevalentes do que outras, como escorregar, tropeçar ou quedas laterais, e cada uma envolve mecanismos diferentes, derivados de deslocamentos diferentes do CoM e MoS (Werth et al., 2021). O aspecto comum na prevenção desses tipos de quedas envolve a execução apropriada de forma espacial e temporal de um passo compensatório (Hommen et al., 2024).

Além disso, outras categorias de quedas estão relacionadas a fatores ambientais, como escadas, quedas de camas, cadeiras, escadotes, ao carregar cargas externas, colisões ou utilizando equipamento de assistência de mobilidade (Silva et al., 2024).

Perturbações inesperadas durante a marcha, como tropeçar e escorregar, são as principais causas de quedas em idosos. Escorregar corresponde a 40% das quedas, enquanto perturbações externas representam 30% das quedas (Wang et al., 2021).

Uma queda pode ser descrita como tendo duas partes: uma perturbação no equilíbrio e uma falha na recuperação do mesmo (Chang, 2007). Tropeçar pode ser definido como um contato inesperado do pé com o solo ou um objeto no solo, desestabilizando o indivíduo. Tendo em conta esta definição de tropeçar, é possível verificar que a causa crítica do tropeço trata-se da incapacidade de levantar adequadamente o pé durante a transição da perna, quer a nível de flexão da anca ou de dorsiflexão da articulação tibiotársica (Chang et al., 2005).

Escorregar envolve um deslocamento horizontal do pé devido a uma força que supera a fricção máxima disponível no momento do contato do calcanhar com o solo. Esta condição é tipicamente influenciada por fatores ambientais, como calçado inadequado ou superfícies

escorregadias, e por padrões de caminhada inadequados, como uma largura de passada excessiva (Park et al., 2023).

Quedas laterais estão associadas à falta de força do complexo entre abdutor e adutor, especialmente devido à sua ação no controlo do CoM na direção ML durante o momento da passada (Inacio et al., 2018). Além disso, quedas laterais apresentam um risco aumentado em comparação com outros tipos de quedas, já que a ocorrência de fraturas ósseas, especialmente do fêmur, ocorre principalmente nessas situações (Melzer, Shtilman, et al., 2007).

De forma a evitar estas quedas, tipicamente é observada uma tentativa de recuperação de equilíbrio após perda do mesmo, onde são empregadas diferentes estratégias com diferentes níveis de eficácia, mas com o aspeto comum de exigir um sequência de ajustes rápidos de forma a recuperar o equilíbrio dinâmico (Yungher et al., 2012).

Assim, a exploração dos mecanismos inerentes a estas estratégias de recuperação de equilíbrio assume um papel relevante na prevenção de quedas.

2.7 Estratégias de Recuperação de Quedas:

As estratégias utilizadas variam com base nas condições ambientais, magnitude da perturbação e postura humana. Quando as estratégias dos ajustes a nível do tornozelo e anca são insuficientes, o passo compensatório torna-se essencial (Emmens et al., 2020).

O passo protetor é uma estratégia comum para restaurar a base de suporte e evitar quedas; no entanto, os idosos tendem a necessitar de mais passos protetores, um forte preditor de quedas futuras (Inacio et al., 2012).

O sistema nervoso central emprega inicialmente ativação muscular sinérgica para iniciar APAs e modula a ativação agonista-antagonista dos APAs em resposta a diferentes ameaças posturais. A coativação dos músculos diminui para aumentar a redundância na execução dos APAs e restaurar a estabilidade postural (Y. Chen et al., 2024b).

O desempenho dos passos compensatórios tem assim um efeito direto sobre a recuperação do equilíbrio. Um pior desempenho está relacionado com a redução da propriocepção, menor

capacidade sensorial e muscular, especialmente dos músculos que se inserem na anca e tornozelo (Tisserand et al., 2016).

Os idosos frequentemente empregam estratégias conservadoras para recuperar o equilíbrio após experienciarem uma perturbação no plano sagital. Embora eficaz no aumento da distância ML entre o CoM e as margens laterais da nova BoS durante a transferência de peso, esta abordagem eleva o risco de etapas subsequentes serem mal sucedidas (Arvin, 2016).

Após a etapa protetora inicial, alterações que influenciam o deslocamento anterior ou lateral do CoM, com consequências que envolvem uma MoS reduzida, inclinação troncal aumentada para frente ou lateral e diminuição da produção de torque da anca e do joelho na fase de balanço, podem levar a uma recuperação de equilíbrio prolongada, exigindo vários passos de forma a cessar o momento linear no momento da perda de equilíbrio (Hommen et al., 2024) .

Os idosos frequentemente requerem mais tempo na transferência de peso lateral do que adultos jovens em reações de uma única etapa, resultando em respostas de passo mais lentas (Park et al., 2023).

Apesar das quedas ocorrerem em todas as direções, a instabilidade postural ML representa um desafio significativo. Quando ocorre uma perturbação que move o CoM sobre a BoS, a perna contra lateral à direção da perturbação inicialmente sofre um descarregamento passivo enquanto que o membro ipsilateral sofre um carregamento passivo (Park et al., 2023).

No ato de realização de passos laterais, os idosos precisam de mais tempo para estabilização devido à sua escolha de carregar a perna de balanço/perna descarregada inicialmente (através da realização de um passo cruzado ou sequência ML de passos), uma estratégia pouco eficiente, nomeadamente devido ao risco incrementado de realização de múltiplos passos, tempo de suporte sobre uma perna mais longo, trajetórias mais longas e complexas, incidência aumentada de colisão dos membros e base de suporte reduzida no primeiro contato do passo (Adams et al., 2021).

As estratégias que envolvem a perna carregada (onde é movido o CoM na direção oposta à da perturbação com o tronco na fase de transferência de peso, de forma a levantar a perna carregada e esta pisar de seguida com um passo lateral) permitem uma iniciação mais rápida do passo (Yungher et al., 2012). Tem a desvantagem de envolverem uma exigência energética superior

devido ao ato de realizar uma força rápida oposta para poder levantar a perna e realizar o passo protetor, requerendo assim um torque maior por parte do complexo abdutor-adutor. Apesar disto, é possível verificar que esta estratégia tende a requerer menos passos múltiplos para estabilização (Tseng et al., 2009).

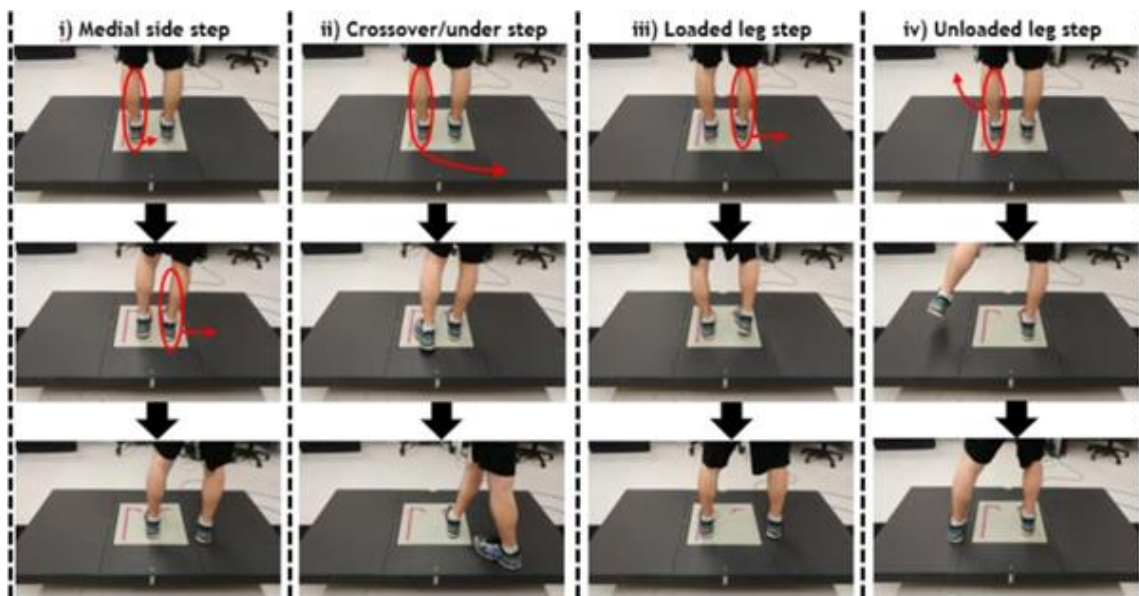


Figura 5. Estratégias de passada durante perturbação. “Adapted from Reactive stepping strategies following lateral surface translations in individuals with a unilateral lower limb amputation” by Ferguson (2019), Brock University Digital Repository

Com o envelhecimento, a diminuição dos músculos glúteos impacta ainda mais essa diferença nas estratégias. Apesar de os idosos exibirem uma RFD vertical mais rápida e um torque/potência abdução maior durante os passos laterais, os jovens ainda alcançam maior sucesso com essa estratégia, como evidenciado por mais passos recuperados (Arvin, 2016).

Além disso, os idosos exibem uma iniciação de transferência de peso atrasada e tempos prolongados de descolamento, resultantes de um tempo de reação atrasado. Esses défices de tempo resultam em tempos de iniciação de passos mais longos após distúrbios, provavelmente contribuindo para o aumento do momento do CoM lateral e descendente no momento do descolamento (Chang et al., 2005).

Durante quedas para frente, um passo de recuperação rápido e extenso auxilia na restauração do equilíbrio. A ativação rápida dos flexores da anca e dos flexores plantares é necessária para interromper o momento frontal após o tropeço e encurtar o comprimento do passo (Hommen et al., 2024). Contrariamente, a cinética da perna em quedas para trás (ângulo de contato do calcanhar inferior, deslocamento e velocidade da perna de escorregamento reduzidos) é crucial

para a recuperação do equilíbrio, com passos mais curtos aumentando a probabilidade de recuperação (Hommen et al., 2024).

Em idosos sem historial de queda, a ativação muscular mais precoce e mais forte indica uma resposta mais rápida na recuperação do equilíbrio. Estes idosos que não caíram preferem passos cruzados, enquanto os que caíram optam por passos laterais, sugerindo diferenças na função dos músculos abdutores e adutores (Park et al., 2023).

Paradoxalmente, em condições de expectativa de uma queda, os limiares para iniciar uma reação de um e de múltiplos passos são mais baixos em idosos com historial de quedas, indicando uma função reduzida de recuperação do equilíbrio derivada do medo de cair devido a quedas anteriores. Estes exibem excitabilidade alterada dos reflexos posturais em antecipação às quedas, sugerindo uma mudança para o envolvimento cortical e reações mais responsivas (Rogers & Mille, 2016).

Este aspeto é demonstrado no facto de apesar da iniciação de recuperação de equilíbrio ser mais lento, o passo da perna carregada resulta em fases de balanço mais curtas e comprimentos de passo menores do que nos idosos que não caíram. No entanto, o step ainda é mais longo do que os que não caíram, devido à capacidade reduzida de controlar o CoM sobre a base de suporte, resultando num maior deslocamento do CoM e um maior passo de recuperação (Bacir et al., 2020).

Os que caíram também tendem a evitar passos de recuperação, se possível, mas demonstram passos mais longos e atrasados quando inevitáveis, optando por uma estratégia de passo lateral mais lenta e carregada que prolonga o descolamento e a iniciação do passo. (Bacir et al., 2020)

As instruções verbais de investigadores, como "tente não dar um passo", afetam as estratégias de passo em testes realizados, evitando o deslocamento do CoM sobre a BoS e reduzindo o comprimento do passo, especialmente evidente quando em comparação com um sujeito instruído a reagir naturalmente (Yiou et al., 2016).

O passo cruzado raramente é visto com perturbações menores, mas é prevalente com perturbações maiores devido ao aumento do deslocamento da perna de carga e descarga, facilitando o descolamento mais rápido do pé para o passo cruzado (Park et al., 2023).

No entanto, esta estratégia implica tempos de passo de recuperação mais longos devido à trajetória da perna de balanço. O passo é necessário mesmo se a projeção vertical do CoM estiver dentro da BoS no início do passo, dado um deslocamento do CoM suficientemente rápido (Park et al., 2023).

Assim, podemos determinar que a capacidade de executar um passo lateral reativo para recuperação do equilíbrio é particularmente desafiante para muitos idosos, atribuída à redução na geração de força nos músculos abdutores e adutores, especialmente durante a transferência lateral de peso pré-passada (Y. Chen et al., 2024b).

Isso explica parcialmente o maior número de passos de recuperação e estratégias de passo lateral reativo menos estáveis observadas em idosos. Ao levantar o pé de balanço, a transição de uma postura bípede para uma unípode reduz o tamanho da base de suporte ML. A falha em reposicionar o CoM para cima ou em direção à nova BoS (pé de apoio/suporte) resulta numa instabilidade lateral durante a fase de balanço da iniciação da passada, influenciada pela gravidade (Simonet et al., 2024).

A capacidade de controlar o centro de massa sobre a BoS, eficácia dos músculos abdutores e adutores, e rapidez de resposta são fatores críticos na recuperação do equilíbrio após um distúrbio (Reid et al., 2008a) .

Tanto o passo reativo quanto o voluntário desempenham funções críticas nas estratégias de recuperação do equilíbrio. O passo reativo, caracterizado pela sua natureza rápida e reflexiva, fornece uma resposta imediata a perturbações súbitas na estabilidade, minimizando o risco de quedas. Por outro lado, o passo voluntário oferece uma abordagem mais controlada, permitindo que os indivíduos antecipem e contrariem preventivamente ameaças potenciais ao equilíbrio antes que se transformem em quedas (Okubo et al., 2021).

Para os idosos, cujos sistemas de equilíbrio podem estar comprometidos devido a fatores como declínios relacionados à idade na força muscular, propriocepção e percepção sensorial, dominar técnicas eficazes de passo reativo e voluntário torna-se assim crucial para evitar quedas.

Estes mecanismos não apenas auxiliam na melhoria das estratégias de recuperação do equilíbrio, e conseqüentemente na prevenção de quedas, mas também melhoram a mobilidade

geral e a confiança nas atividades diárias, promovendo assim a independência e a qualidade de vida (Watanabe et al., 2016).

Assim, a compreensão das complexidades do passo reativo e voluntário permitirá o desenvolvimento de conceitos úteis sobre os mecanismos subjacentes ao controle do equilíbrio e desenvolver intervenções direcionadas para melhorar as estratégias de prevenção de quedas adaptadas às necessidades específicas de diferentes grupos etários.

2.8 Passo Reativo e Passo Voluntário:

O envelhecimento e o histórico de quedas contribuem para um aumento no tempo e na variabilidade dos passos, alterando as contribuições musculares para a cinética ML e o controle do centro de pressão. Os adultos mais velhos exibem um início de passos voluntários mais lento, controle ML atrasado da força, reduções na taxa de produção de força (RFD) e tempo de execução prolongado em contextos que exigem ajustes inesperados no momento de contacto com o solo do pé (Okubo et al., 2021).

Além disso, são observadas fases de transferência de peso mais longas e durações de movimento em passos em qualquer direção, explicadas por erros nos ajustes posturais antecipatórios (APAs) (Rogers & Mille, 2016).

O passo protetor, tanto reativo quanto voluntário, desempenha um papel crucial na prevenção de quedas. A execução de um passo rápido para evitar uma queda pode ocorrer em resposta a distúrbios inesperados no equilíbrio ou com mudanças posturais graduais que são previsíveis, portanto evitáveis com um passo voluntário (Inacio et al., 2018).

O contexto em que é realizado o passo também toma relevância, onde execuções de passos ocorrem quando a atenção está focada em tarefas cognitivas em vez do desempenho da tarefa motora demonstram uma ligação entre carga cognitiva e instabilidade associada a quedas, algo observado em diferenças de desempenho de iniciação de marcha com tarefas cognitivas ou simples (Melzer, Kurz, et al., 2007). Essa interação entre tarefas cognitivas e posturais destaca a complexidade da prevenção de quedas, indicando que défices na alocação de atenção, em vez de défices motores isolados, contribuem significativamente para o risco de queda, especialmente entre os adultos mais velhos (Melzer, Shtilman, et al., 2007).

Estudos têm mostrado que o tempo necessário para iniciar um passo voluntário aumenta significativamente sob condições de tarefa única ou dupla em adultos mais velhos em comparação com indivíduos mais jovens, enfatizando o impacto das exigências cognitivas nas respostas motoras e no risco de queda (Y. Chen et al., 2024b).

O passo reativo, caracterizado por ajustes cinemáticos e neuromusculares rápidos para recuperar a estabilidade, é essencial na prevenção de quedas, especialmente em resposta a distúrbios súbitos. No entanto, poucos estudos investigaram detalhadamente as diferenças nas estratégias sensoriomotoras entre passos voluntários e reativos (Okubo et al., 2021).

Uma distinção chave reside no papel dos APAs, que precedem a iniciativa voluntária de passo e variam em amplitude e duração com base na distância e na velocidade do passo. O passo reativo induzido externamente, por outro lado, cria respostas mais rápidas com tempos de iniciação mais curtos, sugerindo uma diferença na eficácia dos APAs entre cenários voluntários e reativos (Melzer et al., 2010).

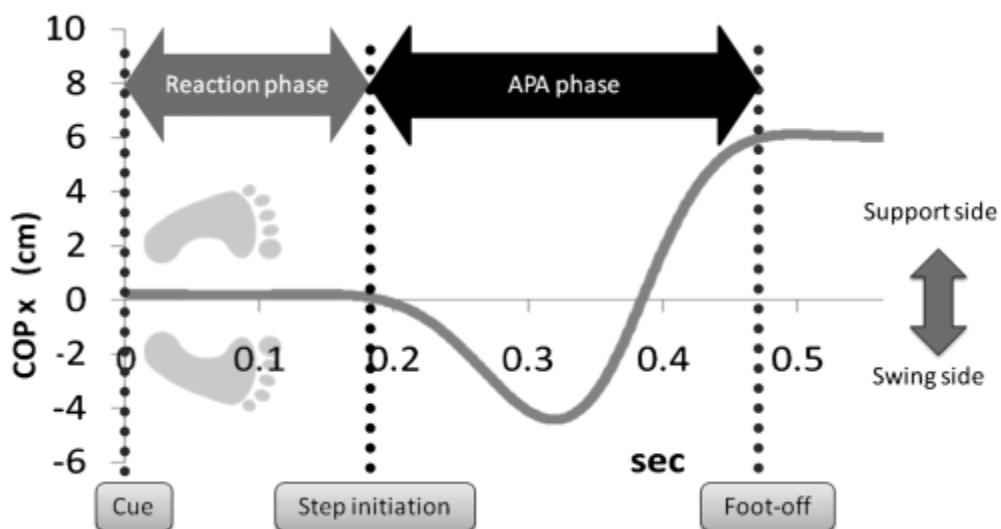


Figura 6. Exemplo de dados de GI. “Fear of falling is associated with prolonged anticipatory postural adjustment during gait initiation under dual-task conditions in older adults.” By Uemura (2012). Gait & Posture

Uma consideração essencial para entender as diferenças entre os passos voluntários e reativos reside nos mecanismos dos APAs. Esses ajustes desempenham um papel crucial na otimização do equilíbrio e da estabilidade durante o passo.

Durante o passo voluntário, os APAs são gerados ativamente para preparar o corpo para o movimento iminente, permitindo ativações musculares coordenadas e ajustes no centro de massa em relação à base de suporte (Yiou et al., 2016).

Em contraste, o passo reativo geralmente envolve APAs mínimos ou inexistentes, já que a resposta é desencadeada por um distúrbio inesperado detetado pelo sistema sensorial. Além disso, a distinção entre passos voluntários e reativos se estende aos processos cognitivos envolvidos (Yiou et al., 2016).

O passo voluntário frequentemente requer planeamento cognitivo e tomada de decisão, já que os indivíduos devem selecionar direções de passo apropriadas e executar movimentos de maneira controlada. Em contraste, o passo reativo é mais reflexivo, dependendo de circuitos rápidos de feedback sensoriomotor para iniciar respostas de proteção a distúrbios súbitos (Rogers & Mille, 2016).

Os principais preditores de passos reativos incluem a aceleração do centro de massa, a localização do centro articular cervical e a velocidade do centro de massa. Enquanto a velocidade e a aceleração do centro de massa são parâmetros associados ao equilíbrio, a localização do centro articular cervical permanece subutilizada. Essa localização é crucial para a rotação do tronco e é preditiva do sucesso da estratégia da anca para equilibrar e controlar a flexão do tronco (Emmens et al., 2020).

A iniciação da marcha também envolve tanto a propulsão para a frente quanto o controlo do equilíbrio, com eventos posturais tendo precedência sobre a execução do movimento. Biomecanicamente, a iniciação da marcha exige a geração de um momento de força para frente enquanto mantém o equilíbrio, alcançado parcialmente por meio dos APAs que deslocam o CoM em direção à perna de suporte/apoio (Vaverka et al., 2015).

A execução de um passo rápido envolve três fases distintas: iniciação do passo, fase preparatória e fase de balanço, cada uma governada por diferentes processos fisiológicos, desde a detecção periférica sensorial até o processamento neural central (Moineau et al., 2014). Durante a fase preparatória, os ajustes posturais automáticos ocorrem, enquanto a fase de balanço depende da ativação neuromuscular para gerar a força e a potência necessárias para a execução do passo (Moineau et al., 2014).

A estabilidade da marcha durante a iniciação é avaliada quantificando a MoS, que considera a relação entre a posição e a velocidade do CoM e a BoS, em direções AP e ML, sendo esta última crucial para a estabilidade da marcha (Y. Chen et al., 2024b).

MoS é a distância mais curta de um estado específico de posição-velocidade do centro de massa ao ponto onde a instabilidade começa. Durante a iniciação da marcha, os adultos mais velhos garantem estabilidade durante a transição para o suporte em uma única perna por meio de durações mais longas de APAs, mas podem demonstrar uma estabilidade ML reduzida, especialmente em ambientes complexos (Y. Chen et al., 2024b) .

A prioridade da tarefa influencia significativamente a iniciação da marcha, enfatizando a necessidade de ajuste contínuo dos parâmetros da marcha e calibração da estabilidade em ambientes imprevisíveis. O comprimento do passo e o posicionamento do pé durante a fase de balanço são afetados por restrições temporais, aumentando a variabilidade do passo, como resultado da alocação de recursos cognitivos desviados (Moineau et al., 2014).

Na vida diária, o passo protetor pode ser iniciado voluntariamente quando um distúrbio no equilíbrio é antecipado ou reativamente em resposta a um distúrbio não antecipado. O passo voluntário e os ajustes de marcha proativos para evitar quedas ocorrem com frequência na vida diária (Okubo et al., 2021).

O passo voluntário envolve APAs que otimizam a localização do CoM para estabilizar a fase de suporte numa única perna, deslocando o CoP em direção à perna de balanço e o centro de massa em direção à perna de suporte. Essa estratégia inclui um deslocamento do CoP em direção ao lado da perna de balanço, que serve para acelerar o CoM na direção oposta (Hommen et al., 2024). Se APAs insuficientes forem gerados na direção ML, uma estratégia de aumentar a base de suporte é empregada, evidenciada por um posicionamento mais lateral do pé de balanço para manter a estabilidade (Yiou et al., 2016).

Por outro lado, o passo reativo envolve pouco ou nenhum APA e é desencadeado por um reflexo automático ao distúrbio no equilíbrio detetado pelo sistema sensorial, servindo como último recurso contra quedas (Okubo et al., 2021).

Os testes voluntários frequentemente simulam aspetos do passo reativo, como o teste de tempo de reação de passo de escolha, que requer percepção visual do estímulo, seleção adequada da

direção do passo e execução adequada. Em contraste, os testes reativos oferecem distúrbios mecânicos que induzem o passo reativo, como um puxão na cintura ou aceleração da passadeira (Adams et al., 2021),

Qualquer limitação tanto no passo voluntário quanto no reativo é indicativa de um fator de risco para quedas (Adams et al., 2021).

Os que caem tendem a reduzir o comprimento do passo, aumentar a largura do passo, diminuir a velocidade do passo e aumentar o ângulo progressivo do pé, especialmente em condições de reação de escolha, onde o passo também leva mais tempo, e os APAs são mais curtos (Watanabe et al., 2016).

Apesar de não haver diferenças observáveis na iniciação do passo entre os que caem e os que não caem em contextos de tarefa única, há uma redução significativa no desempenho dos que caem em condições de tarefa dupla (Melzer et al., 2010).

Isso destaca como os processos cerebrais e os tipos de estímulos visuais ou auditivos podem afetar a alocação de recursos cognitivos durante a preparação da iniciação da marcha (Melzer et al., 2010).

No entanto, alguns estudos contestam isso, indicando que os que caem têm pior desempenho nos passos independentemente das condições voluntárias ou reativas, condições de tarefa única ou tarefa dupla, fase e direção do passo (Young & Hollands, 2012) .

Em ambientes com alta demanda cognitiva, como durante tarefas duplas, os adultos mais velhos devem implementar estratégias específicas para manter a estabilidade, reduzindo o tempo necessário para deslocar o centro de pressão na direção do passo e gerar força propulsora enquanto adaptam a duração do deslocamento lateral e a execução do passo para atender às demandas da tarefa (Cohen et al., 2011).

Apesar das diferenças de desempenho, tanto os testes voluntários quanto os reativos prevêm os que caem com precisão moderada, destacando sua utilidade na avaliação do risco de queda (Okubo et al., 2021) .

Embora cada teste voluntário enfatize diferentes aspectos da qualidade do passo, como tamanho, velocidade ou precisão de execução, todos incorporam elementos de passo protetor necessários

para evitar quedas na vida diária. Esses testes têm benefícios práticos sobre os passos reativos porque não requerem equipamentos especializados (Melzer, Shtilman, et al., 2007).

No entanto, alguns estudos sugerem que os passos reativos podem ter certas vantagens sobre os testes voluntários, especialmente na sua sensibilidade a distúrbios imprevisíveis. Argumentavelmente, os passos reativos podem representar melhor como os indivíduos caem na vida diária, derivado aos seus ajustes posturais rápidos durante ou após o primeiro passo reativo, o que pode simular melhor cenários reais de queda (Werth et al., 2021).

Apesar das vantagens do passo reativo, alguns argumentam que pode não ser uma representação verdadeira de cenários da vida real, onde a maioria dos distúrbios não é completamente inesperada. Teoricamente, o passo reativo deveria ter uma vantagem porque a maioria dos testes voluntários é projetada para imitar aspectos do passo reativo (Okubo et al., 2021).

Embora tentem replicar fases do passo reativo, foi demonstrado que os testes voluntários de passo mostram menor sensibilidade em comparação com os testes de passo reativo, mas também mostram mais especificidade, fornecendo assim uma alternativa viável e possível que requer menos equipamentos para avaliar as capacidades cognitivas e musculares (Okubo et al., 2021).

O conflito de tempo entre passos induzidos e voluntários sugere que os indivíduos com maior risco de queda iniciam passos induzidos mais rapidamente, mas exibem tempos de reação voluntários mais lentos. Assim, os passos voluntários são tão valiosos quanto os passos induzidos na avaliação das limitações de equilíbrio, com adultos mais velhos demonstrando latências de início mais longas, particularmente notáveis na iniciação do passo de reação de escolha (Rogers & Mille, 2016).

Estratégias eficazes de melhorar e prevenir quedas devem assim envolver métodos que melhorem os processos de planejamento cognitivo e tomada de decisão, bem como os APAs. Intervenções como o treino de tarefas duplas cognitivas podem ajudar os adultos mais velhos a alocar melhor os recursos cognitivos, melhorando assim a iniciação e a execução do passo em condições complexas (Okubo et al., 2017). Exercícios de força e equilíbrio, incluindo APAs direcionados e exercícios de tempo de reação, também podem aprimorar a coordenação muscular e reduzir o tempo necessário para a iniciação do passo (Lopes et al., 2016).

Intervenções eficazes também devem incorporar treino de força para reforçar o sistema musculoesquelético, melhorando assim o equilíbrio e reduzindo o risco de queda (Lopes et al., 2016).

Exercícios regulares de treino de força com ênfase na parte inferior do corpo, como o treino de resistência, podem aumentar a massa muscular e a força muscular, que são cruciais para passos eficazes e manutenção do equilíbrio. O treino de força não apenas aumenta o poder muscular, mas também melhora a propriocepção e a coordenação, que são vitais tanto para os passos voluntários quanto para os reativos (Sayers & Gibson, 2014).

Assim, exercício físico toma particular relevância com a possibilidade de ajudar os idosos a manter a estabilidade durante a iniciação da marcha e a responder de forma mais eficaz a perturbações do CoM inesperados, reduzindo assim seu risco de queda.

2.9 Intervenções de Força:

Para combater as limitações de performance neuromuscular associadas à idade, que afetam o equilíbrio, mobilidade e risco de quedas, o treino de força tem sido utilizado como estratégia de prevenção (Lopes et al., 2016).

O exercício, especificamente o treino resistido, aparenta ser relativamente eficaz para melhorar o equilíbrio e a performance de passos voluntários. O treino tradicional é caracterizado pelo exercício físico muscular com o objetivo de gerar força contra uma resistência oposta (gravidade, carga externa, banda elástica, etc), sendo tipicamente executado de forma lenta (Rodrigues et al., 2022). A NSCA recomenda que os idosos realizem este tipo de treino 2-3 vezes por semana, com 2-3 séries de 1-2 exercícios por grupo muscular a intensidades de 70-85% de 1RM para ganho de força e massa muscular (Rodrigues et al., 2022).

Este tipo de treino é capaz de melhorar, até certo ponto, a força muscular, a RFD, padrões de ativação neuromuscular e performance funcional. No entanto, tem sido apenas moderadamente eficaz em melhorar o equilíbrio e reduzir o risco de quedas (17-36%)(Porter, 2006).

É concebível que esta eficácia limitada esteja associada à falta de ênfase na produção rápida de força, característica do treino de potência e importante para a transferência de peso durante os

passos protetores (Rodriguez-Lopez et al., 2021). Este tipo de treino tradicional carece de ênfase nos movimentos de alta velocidade necessários para mitigar os défices de performance neuromuscular relacionados com a idade, nomeadamente para o controlo corporal e a iniciação de passos (Lima & Rodrigues-de-Paula, 2013).

Desta forma, tipos de treino que focam na RFD, como treinos de potência, tipicamente têm melhores resultados, especialmente em resultados funcionais, sendo também provados na sua eficácia e segurança (Radaelli et al., 2023).

A explicação para estes resultados demonstra que o treino explosivo/de potência melhora tanto a RFD inicial quanto a tardia, especialmente nos primeiros 50ms (RFD inicial) (Radaelli et al., 2023). Quando normalizado em meta-análise, a RFD parece aumentar tanto após treino explosivo quanto treino resistido, mas as mudanças relativas na RFD parecem ser conduzidas por adaptações neurológicas específicas à produção rápida de força (Lima & Rodrigues-de-Paula, 2013). Assim, o maior drive neural do agonista na fase inicial de contração parece explicar parcialmente este fenómeno, sendo influenciado pela taxa de ciclagem das pontes cruzadas, que é maior em fibras do tipo 2x. Estas fibras são reduzidas em proporções relativas após treino resistido, e incrementadas após treino de potência (Sayers & Gibson, 2014).

Embora geralmente similar em dosagem e duração ao treino de força existente, o treino de potência melhora a força muscular ao enfatizar a velocidade máxima de execução, resultando em melhores ganhos de potência muscular, rácios de ativação neuromuscular e desenvolvimento de força (Reid et al., 2008b). Além disso, também tem o potencial de aumentar o tamanho muscular e o número de fibras do tipo IIa (Reid et al., 2008b).

Ao enfatizar a velocidade máxima de execução, o treino de potência pode levar a um maior tamanho muscular e número de miofibrilas do tipo IIa, além de um maior drive neural, influenciando assim vários parâmetros, incluindo força máxima, ângulo e comprimento de fascículo, rigidez da unidade musculo-tendinosa e recrutamento de unidades motoras de contração rápida para a RFD (Potiaumpai et al., 2016).

Quando os idosos utilizam treino de potência, este pode adotar a forma de treino pliométrico ou pneumático, sendo que ambos melhoram o controlo dinâmico de equilíbrio. O treino pliométrico envolve o ciclo alongamento-encurtamento (SSC), usando elasticidade tendinosa e ativação reflexa de alongamento em comparação com o treino concêntrico somente, enquanto

que o treino pneumático, ou com cargas e tempos de execução tradicionais, pode primariamente melhorar a atividade reflexa espinhal em vez da ativação voluntária (Vetrovsky et al., 2019). Relativamente a intensidades é possível observar que valores de 40%-80% de 1RM têm mostrado resultados semelhantes, no entanto o uso de cargas mais leves com velocidades mais elevadas poderá ser mais pragmático e aplicável (Radaelli et al., 2023). Outros estudos verificaram efeitos semelhantes entre 20-90% desde que as repetições sejam realizadas com intenção rápida (Potiaumpai et al., 2016).

Existem vários fatores que podem influenciar estes resultados mistos, com valores de volume, ordem de execução dos exercícios, velocidade excêntrica, ângulos utilizados e tipos de equipamento a impactarem a tendência da melhoria observada. No entanto, parece observar-se uma ligeira tendência para intensidades mais baixas serem mais eficazes (Potiaumpai et al., 2016).

Relativamente a recomendações e standardização, podemos observar que tipicamente são conduzidos artigos com treino de potência que envolvam uma frequência de 2-3 vezes por semana, 3 séries de 6-12 repetições por 12 semanas para adaptações de força, no entanto, períodos de 6-24 semanas também mostraram efeitos positivos (El Hadouchi et al., 2023).

Curiosamente, certa literatura tem argumentado que não são demonstradas melhorias significativas de potência quando comparado ao treino de força em indivíduos destreinados, havendo também conflitos relativos às percentagens de RM a usar de forma a maximizar a potencia gerada (Balachandran et al., 2022). Isto pode dever-se nomeadamente às diferenças entre grupos musculares e padrões de movimento que dependem de variáveis com comprimento de fibra, penação de fibra, distribuição de diferentes tipos de fibra, inserções, sistemas de alavancas, perfil de resistência e amplitude e muitas outras propriedades biomecânicas que interferem com a velocidade de encurtamento (Potiaumpai et al., 2016).

Treino de flywheel, por outro lado, é uma abordagem que recentemente tem ganho alguma atenção e que oferece vantagens significativas sobre o treino resistido tradicional ou isotónico. Estudos anteriores demonstraram que a contração excêntrica é capaz de produzir adaptações musculares específicas para fibras musculares de contração rápida, e também permite a maior produção de força a um custo energético menor em comparação com contrações concêntricas (Beato & Dello Iacono, 2020) .

O treino excêntrico pode induzir adaptações neurais e morfológicas, e o treino de flywheel, ao combinar contração concêntrica com excêntrica, aproveita esses benefícios. No entanto, as evidências sobre o volume e a intensidade ideais do treino com flywheel são limitadas, devido à falta de padronização de fatores como tipo de eixo, raio da flywheel e outros, que afetam a capacidade de produção de potência e sobrecarga (Maroto-Izquierdo et al., 2021).

Durante um exercício de flywheel, o sujeito precisa de acelerar a inércia (discos) durante a fase concêntrica, que irá devolver a energia armazenada durante a subsequente fase excêntrica. Durante a fase de travagem, é suposto o indivíduo desacelerar a flywheel e inverter o movimento no final para repetir novamente o movimento concêntrico. Assim, uma contração quase máxima concêntrica é necessária para obter uma contração excêntrica exigente (Muñoz-López, Floría, et al., 2021).

Os dois parâmetros usados para modular e monitorizar a intensidade da carga são o momento de inércia (carga de inércia, número e combinação de discos) e a potência produzida (concêntrico, excêntrico e ratio), procurando a melhor relação de momento de inércia que permita a maximização de potência (Muñoz-López, Floría, et al., 2021).

A resistência é proporcional à aceleração produzida na fase concêntrica. Como não há resistência a velocidade constante, o exercício de flywheel requer uma sucessão de acelerações e desacelerações. Assim, o indivíduo pode realizar repetições individualizadas de carga pois a força reduz com fadiga e a velocidade da flywheel reduz de acordo. Desta forma, o conceito de repetição máxima não existe na flywheel porque o exercício teoricamente pode continuar indefinidamente, mesmo com força reduzida (De Keijzer et al., 2022).

Vários estudos mostraram que a tensão excêntrica elevada e prolongada causada pela sobrecarga excêntrica pode levar a um recrutamento preferencial de unidades motoras de alto limiar gerando maior força máxima a um custo metabólico menor pelo mesmo trabalho produzido, maximizando força e modulando arquitetura muscular com hipertrofia regional derivada de um tipo de adaptação dependente da ação tendinosa adicional observada nas contrações excêntricas (Buonsenso et al., 2023).

Ao nível molecular, exercícios excêntricos induzem um aumento preferencial de atividade de células satélite e vias transcriptionais de fibras de contração rápida. O maior rendimento mecânico é atribuído a um maior número de pontes cruzadas e à contribuição tênsil das

estruturas passivas do sarcômero no processo de alongamento (até certo ponto as pontes cruzadas de actina-miosina) (Beato et al., 2023) .

A contração excêntrica também favorece padrões neurológicos como requerer menos unidades motoras para produzir a mesma quantidade de força durante exercício submáximo. Permite também recrutar preferencialmente UM de alto limiar e maior atividade cortical (Beato et al., 2023).

Juntando esta informação ao treino de potência, é possível que o treino efetuado de forma rápida com flywheel induza melhorias sobre o risco de queda de idosos. Apesar disso, não existe uma literatura extensa sobre o efeito de treino de potência no controlo ML de equilíbrio através dos passos protetores envolvendo abdutores e adutores, e ainda em menor quantidade usando uma flywheel.

Enquanto existe alguma evidência sobre o impacto do processo de envelhecimento nos défices de passos voluntários, é necessária mais investigação para analisar adequadamente como a RFD ML e AP interferem com os passos voluntários. Além disso, até à data da realização deste projeto, não existe literatura que investigue como estes mecanismos de performance de passos voluntários são alterados em idosos com diferentes riscos de queda.

A manipulação de variáveis como a velocidade de execução, a intensidade da carga e o tipo de contração (concêntrica versus excêntrica) pode afetar significativamente os resultados do treino. Por isso, a compreensão de como essas variáveis influenciam a RFD e a performance de passos voluntários é crucial para desenvolver programas de treino mais eficazes.

3. Material e Métodos

3.1. Participantes

Catorze jovens participantes sem problemas de saúde (9 homens e 5 mulheres) com uma idade compreendida entre os 19 e os 34 anos foram recrutados para o estudo, juntamente com quinze idosos sem historial de quedas nos últimos 6 meses (5 homem e 10 mulheres), que envolviam os 66 e os 81 anos, e o último grupo correspondente a idosos com pelo menos uma queda registada nos últimos 6 meses (4 homens e 11 mulheres) com idades entre os 66 e 81

anos. Os critérios de seleção envolveram idades compreendidas entre os 18-35 anos para o grupo de jovens (PY), e maior de 65 anos para o grupo de idosos que não caíram (PNF) e que caíram (PF); não terem um historial de condições médicas que possam afetar a ambulação, não tomar medicação que afete a função motora, um BMI inferior a 30 e , para os PF, reportarem pelo menos uma queda nos últimos 6 meses. Uma descrição estatística demográfica dos participantes pode ser observada na tabela 1:

Tabela 1. Características demográficas dos participantes jovens adultos (PY), idosos com baixo risco de quedas (PNF) e idosos com histórico de quedas (PF).

Características por grupo	PY (n= 14)	PNF (n=15)	PF (n=15)
Idade (anos)	26,36 ± 4,62	71,64 ± 4,63	72,67 ± 4,81
Altura (m)	1,74 ± 0,07	1,61 ± 0,06	1,57 ± 0,08
Peso (kg)	70,18 ± 12,12	66,18 ± 6,93	62,83 ± 9,79
IMC (kg m²)	23,10 ± 2,46	25,66 ± 2,54	25,46 ± 2,57

Dados apresentados como média ± erro padrão da média.

Todos os participantes foram recrutados através de palavra de boca ou por voluntariado após informação relativa à possibilidade de participação divulgada no programa “Clube Maia Sénior” do município da Maia, abrangendo múltiplas freguesias do concelho da Maia que envolve programas de exercício físico. Durante o recrutamento, todos os sujeitos foram informados sobre a condição de voluntário da sua participação e o seu direito a desistir a qualquer momento sem qualquer prejuízo. O seu consentimento foi obtido por escrito e não foram fornecidos incentivos. A aprovação deste projeto foi obtida pela comunidade de ética da Universidade da Maia, de acordo com os padrões estabelecidos pela declaração de Helsínquia de 1975, retificada em 2013.

3.2. Procedimentos

3.2.1 Ferramentas de avaliação

Demografia e elegibilidade

As medidas de altura, peso e idade dos participantes foram registadas. Todos os procedimentos foram realizados com supervisão e com resposta a questões que possam ter surgido. Após o consentimento, os participantes realizaram um aquecimento consistindo em uma caminhada de 5 minutos em uma esteira a 3km/h.

As avaliações foram realizadas com um intervalo de 2 meses entre elas, avaliando as condições pré e pós. Cada teste realizado teve uma ordem randomizada de forma a poder considerar a transferência de fadiga entre cada um dos testes. O grupo PF também realizou um protocolo de treino de potência com o objetivo de melhorar os marcadores de risco de quedas, enquanto os grupos PNF e PY restantes mantiveram atividades regulares ao longo do mesmo período.

Teste de performance neuromuscular

Foram realizadas contrações máximas voluntárias isométricas para avaliar o pico força máxima isométrica e a taxa de produção de força (RFD) para abdução e adução da anca e dorsiflexão da articulação tibiotársica, usando uma célula de carga (Desmotec, IT). Os participantes foram posicionados em posição de pé para a abdução e adução da anca, com a mesma em posição neutra, com um apoio manual para manutenção do equilíbrio (Kozinc et al., 2022).

A dorsiflexão foi realizada em posição sentada com a perna em cima de uma cadeira adicional para poder realizar o teste isométrico com a direção apropriada da força aplicada.

Goniometria foi usada para colocar os segmentos nas posições angulares corretas durante a realização dos diferentes testes.

As avaliações foram realizadas em 3 séries de 10 segundos cada na célula de carga (Desmotec, IT) para garantir confiabilidade e consistência das medições. Antes das avaliações, os participantes passaram por um protocolo de aquecimento padronizado para preparar os músculos e articulações para as tarefas à frente. Os participantes também foram familiarizados

com o equipamento de teste e instruídos sobre a forma e o esforço adequados durante as avaliações para minimizar a variabilidade.

A duração de 10 segundos por série foi escolhida com base em pesquisas e diretrizes anteriores, visando capturar uma duração suficiente de contração muscular enquanto minimizamos a fadiga do participante e permitimos uma taxa de desenvolvimento precoce de força, pico de força e taxa de decadência de força (Lima & Rodrigues-de-Paula, 2013).

Os valores de pico de força e de RFD foram extraídos dos testes de força máxima isométrica, com este último a ser calculado como o declive mais acentuado após a iniciação de produção de força, na curva força-tempo (Inacio et al., 2019). Todos os participantes foram instruídos a realizar o máximo de força, o mais rapidamente possível.

Testes de mobilidade funcional e risco de quedas

O estudo utilizou várias ferramentas de avaliação para avaliar o controlo postural e prever o risco de quedas entre os idosos, focando em testes de equilíbrio funcional e dinâmico. O Mini-BEST foi utilizado para medir vários componentes do controlo postural, abrangendo seis seções: limites de estabilidade/verticalidade, ajustes posturais antecipatórios, respostas posturais reativas, orientação sensorial e estabilidade da marcha.

O Mini-BEST demonstrou boa validade e confiabilidade em pesquisas anteriores, tornando-se uma ferramenta adequada para avaliar o controlo postural em idosos (Magnani et al., 2020). A administração do Mini-BEST envolveu instruir os participantes a realizar tarefas específicas relacionadas a cada seção, com pontuações registadas com base em seu desempenho. Embora o Mini-BEST forneça informações valiosas sobre diferentes aspetos do controlo postural, este pode não replicar totalmente a imprevisibilidade das respostas reativas, e pode haver inconsistências na perturbação do equilíbrio entre repetições (Magnani et al., 2020).

Além disso, o Four Square Step Test (FSST) foi incorporado, exigindo que os participantes passem por cima de um delineamento de quatro fitas quatro dispostas em um padrão de cruz no chão. O FSST mostrou boa validade preditiva para risco de queda e equilíbrio em idosos, com um limiar que delimita risco de queda de 15 segundos (Adams et al., 2021). A pontuação do FSST foi baseada no tempo necessário para completar a tarefa, com tempos mais longos indicando aumento do risco de queda.

O teste Timed Up and Go (TUG) simples, juntamente com o Timed Up and Go Dual Tasked, foram observados para avaliar diferenças potenciais em tarefas que requerem restrições cognitivas. O teste TUG demonstrou boa validade e confiabilidade na avaliação da mobilidade funcional e do risco de queda em idosos (Adams et al., 2021). A administração desses testes envolveu os participantes realizando a tarefa TUG sob uma condição diferente, que incluía contar para trás enquanto realizavam o teste, de forma a simular restrições cognitivas. As pontuações foram baseadas no tempo necessário para completar a tarefa, com tempos mais longos indicando possíveis deficiências cognitivas que afetam a mobilidade funcional.

Em conjunto, esses testes de equilíbrio mobilidade funcional e risco de quedas fornecem uma avaliação abrangente do controlo postural e do risco de queda, oferecendo insights sobre vários aspetos do funcionamento físico e cognitivo entre os participantes do estudo.

Teste de iniciação de passos voluntários

Uma única placa de força (AMTI, USA) foi usada para obter dados do centro de massa tridimensional (CoM) por meio da integração única dos sinais de força de reação ao solo (GRF), considerada o padrão ouro para avaliar a frenagem e o desempenho motor durante a iniciação da marcha (Saumur et al., 2020).

Os participantes ficaram em cima da placa de força e realizaram 20 repetições para cada pé usado na iniciação da marcha. A posição podal foi registada com papel autocolante e marcadores de forma a standardizar a largura dos pés de forma individual. As repetições foram subdivididas em duas condições. Na primeira condição, os participantes completaram 10 repetições com passos reativos para um estímulo visual, que indicava qual pé começar após 5 segundos depois do investigador pressionar no botão para iniciar a repetição

Na segunda condição, os participantes completaram 10 repetições em que foram informados previamente sobre qual lado o estímulo visual indicaria, exigindo assim apenas que reagissem o mais rápido possível ao estímulo. As condições foram randomizadas para garantir a imprevisibilidade do passo para os participantes.

Este método oferece várias vantagens, incluindo a eliminação da preparação do corpo, redução do tempo de avaliação e evita a avaliação do CoM de cada segmento em comparação com outros tipos de análises (Moineau et al., 2014). No entanto, não fornece informações cinemáticas segmentares e requer operadores treinados para o processamento de dados, e os participantes devem realizar dentro dos limites da plataforma.

Embora uma única placa de força não forneça a descolagem do membro inferior líder e o contato do calcanhar, esta mede o tempo de descolagem do dedo ao analisar o final do deslocamento ML do CoP em direção ao lado de trás (Kimijanová et al., 2021). O vetor de força, representando a força total exercida pelo corpo no solo, pode prever as fases do passo voluntário ao verificar os picos alternados entre as fases de iniciação, preparação e balanço (Saumur et al., 2020). Essas fases envolvem o deslocamento de peso ML, iniciação até a descolagem do pé e o tempo desde a descolagem do pé até o contato, respectivamente, com a soma de todas as três equações ao tempo total de contato com o solo, que é o tempo total para executar o passo após o estímulo (Saumur et al., 2020).

O controle postural reativo foi avaliado usando a placa de força, com foco em parâmetros como força de início do passo e tempo de reação, tempo de contato com o solo, forças AP e ML, e tempo de descolagem dos dedos. Esses parâmetros indicam diferentes fases do passo (iniciação, descarga do apoio, fase de balanço e de restabilização), fornecendo uma maior compreensão sobre a eficácia do passo reativo e voluntário, crucial para a prevenção de quedas. Variáveis chave incluíram forças máximas/pico de força e RFD ML e AP, tempo de reação, pico de deslocamento CoP ML e AP e pico de velocidade CoP ML e AP, para condições de GI simples ou com adaptação à instrução visual.

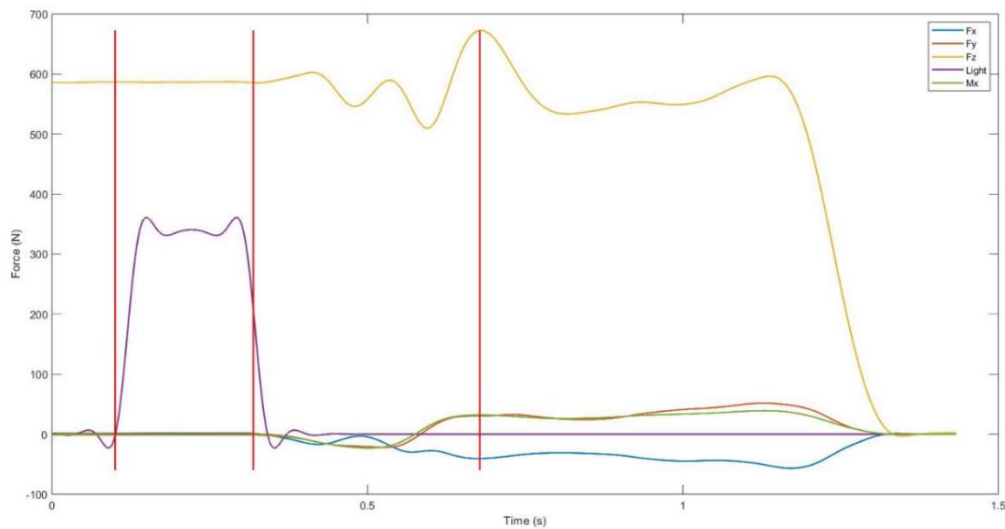


Figura 7. Figura representativa das forças reativas no Solo durante a tarefa de iniciação de passos voluntários. Observam-se 3 fases: início do sinal visual (1ª linha vermelha vertical), iniciação do movimento (2ª linha vermelha vertical) e momento em que pé que dá o passo sai do solo (3ª linha vermelha vertical).

O início do movimento é definido como o instante em que F_x , F_y ou F_z muda mais/menos, do que a média ± 3 SD (dos 100ms prévios à indicação visual da luz).

O tempo de reação foi definido como o intervalo de tempo entre as duas primeiras linhas verticais (figura 7).

O instante em que o pé que dá o passo sai do solo, foi definida como o momento em que o torque em torno do eixo antero-posterior (M_x) atinge o primeiro pico após a iniciação do movimento. Para tal assumiu-se que o primeiro pico de M_x corresponde, na tarefa de iniciação de passos, ao instante em que o pé que dá o passo sai do solo, transferindo assim a totalidade do peso para o pé de apoio.

Toda a análise cinética foi realizada entre a 2ª e a 3ª linha vertical, representativos do início do movimento e o instante em que o primeiro pé sai do solo.

3.2.2 Protocolo de treino de potência

O protocolo de treino foi realizado com um sistema de flywheel isoinercial (Desmotec, IT), tendo duração de 10 semanas, com uma frequência de 2 sessões por semana, totalizando 20

sessões de treino. O regime incorporou exercícios realizados com cargas variadas usando um dispositivo de roda de inércia, que retornava uma saída de Watts. Para determinação da intensidade dos exercícios, considerou-se que a carga que resulta no valor máximo de potência corresponderia a 40-60% da carga máxima de uma repetição (1RM), dada a relação entre força e velocidade (Sayers & Gibson, 2014). Testes para ajustar as cargas de forma progressiva foram conduzidos a cada 2 semanas mantendo sempre o critério de identificar a carga que levaria a um valor máximo de produção de potência.

Os participantes foram instruídos em todos os exercícios e testes de progressão de carga a executar todas as repetições em velocidade máxima de execução, enfatizando o movimento rápido para melhorar a ativação agonista, especialmente durante a fase inicial da contração. Os exercícios incluíram abdução e adução da anca a partir de posições em pé e dorsiflexão a partir de uma posição sentada com o membro inferior estabilizado em uma cadeira para fornecer estabilidade. Foram realizadas 3 séries de 10 repetições para cada um dos três exercícios, com 60 segundos de descanso entre cada série. Além disso, os exercícios em pé incorporaram apoio de braço para mitigar o risco de perda de equilíbrio ao longo das sessões.

3.3. Análise Estatística

A análise estatística foi processada digitalmente usando o software SPSS versão 26 (IBM Corporation, Armonk, New York, United States), Foi utilizado o modelo linear de efeitos mistos para verificar os efeitos principais da intervenção no grupo PF e as comparações entre grupos antes e depois da intervenção, para todas as medidas de performance neuromuscular, de iniciação de passos voluntários, testes de mobilidade funcional e risco de queda O nível de significância foi estabelecido em $p < 0.05$

4. Resultados

Os resultados revelaram melhores valores em condições baseline para os jovens em relação aos idosos, quer não faller fallers, quer faller, para o Mini-BEST, FSST, TUG e Dual TUG, onde não se verificaram diferenças entre PF e PNF.

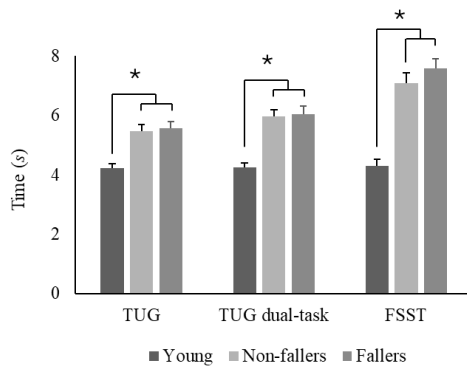


Figura 8. Tempo para completar TUG, TUG dual-task e FSST em PY, PNF, PF em baseline. * representa $p < 0,05$.

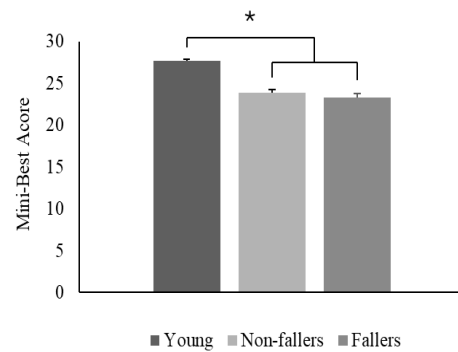


Figura 9. Resultados de Mini-BEST em PY, PNF, PF em baseline. * representa $p < 0,05$.

Os valores de RFD normalizados demonstraram uma capacidade de produção de força superior no grupo PY em comparação com PNF e PF, algo também observado para os valores de pico de força, sem diferenças significativas observadas entre estes dois últimos grupos para os mesmos testes

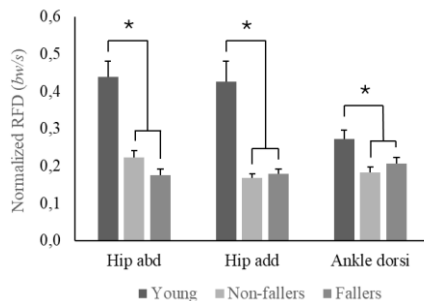


Figura 10. RFD normalizada de abdutores de anca, adutores de anca e dorsiflexores em PY, PNF e PF em baseline, *representa $p < 0,05$.

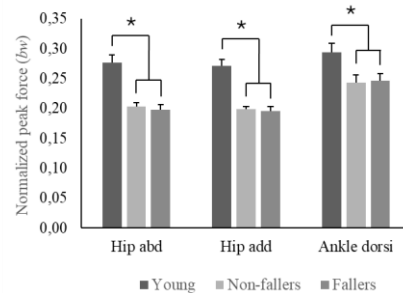


Figura 11. Pico de força normalizado de abdutores de anca, adutores de anca e dorsiflexores em PY, PNF e PF em baseline, *representa $p < 0,05$.

Nas condições de intervenção, é possível constatar uma melhoria dos valores de RFD normalizados para adução, abdução e dorsiflexão, registando também um aumento de pico de força de dorsiflexão, enquanto os valores de pico de força de abdução, adução e do TUG e dual TUG não revelam mudanças

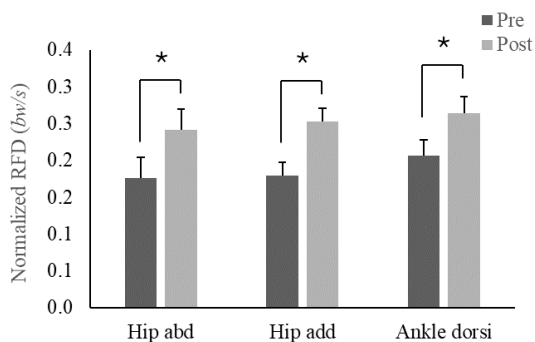


Figura 12. RFD normalizada de abdutores de anda, adutores de anca e dorsiflexores em condições pré e pós intervenção em PF, *representa $p < 0,05$.

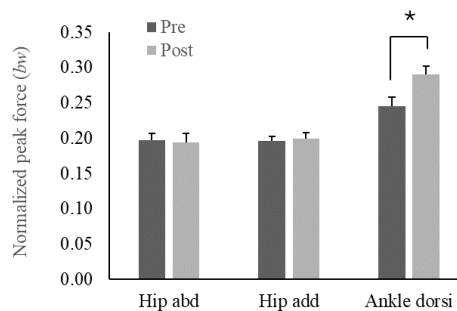


Figura 13. Pico de força normalizado de abdutores de anca, adutores de anca e dorsiflexores em condições pré e pós intervenção em PF, *representa $p < 0,05$.

Ainda nas condições pré e post, pode-se observar uma diferença marginalmente significativa do Mini-BEST e do FSST

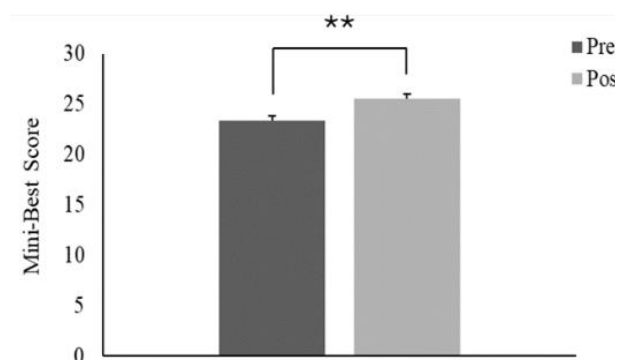


Figura 14. Resultados de Mini-BEST pré e pós intervenção em PF, **representa $p = 0,071$.

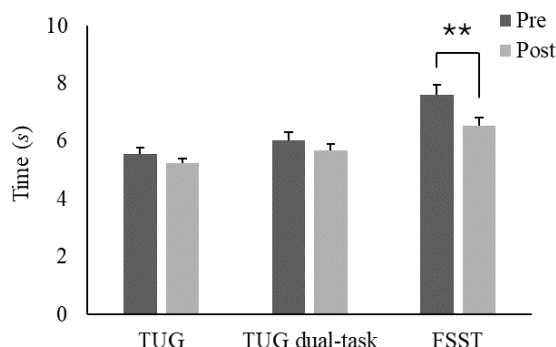


Figura 15. Tempo para completar TUG, TUG dual-task e FSST em condições pré e pós intervenção em PF, ** representa $p = 0,084$.

Comparando os valores baseline do PY e PNF com a condição pós intervenção do PF, podemos observar que a RFD normalizada e o pico de força dos PF eram similares aos de PY

Os valores de abdução e adução para os mesmos testes a demonstrarem que ambos os grupos de idosos têm pior performance, com uma tendência não significativa para os idosos com historial de quedas a obterem uma melhor performance após a intervenção

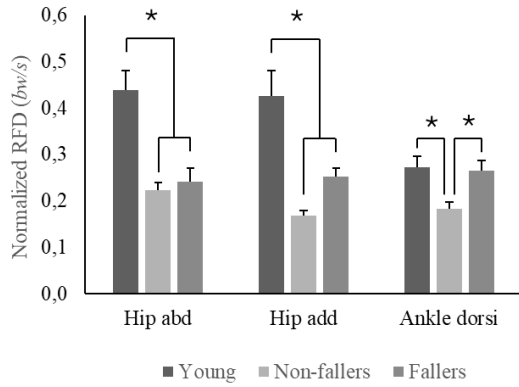


Figura 16. RFD normalizada dos abdutores de anca, adutores de anca e dorsiflexores em PY, PNF comparado com PF pós intervenção, *representa $p < 0,05$.

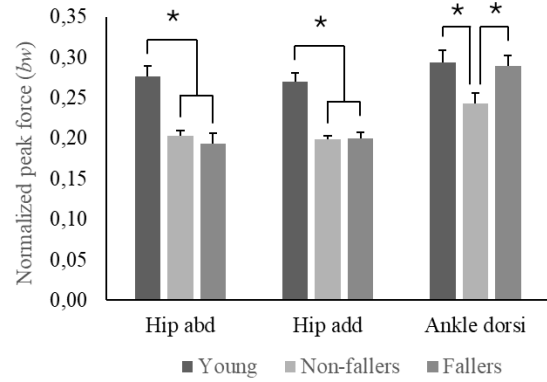


Figura 17. Pico de força normalizada dos abdutores de anca, adutores de anca e dorsiflexores em PY, PNF comparado com PF pós intervenção, *representa $p < 0,05$.

De uma forma geral, nos testes da plataforma de forças verificou-se que o tempo de reação foi reduzido em CRT mas não durante SRT após intervenção.

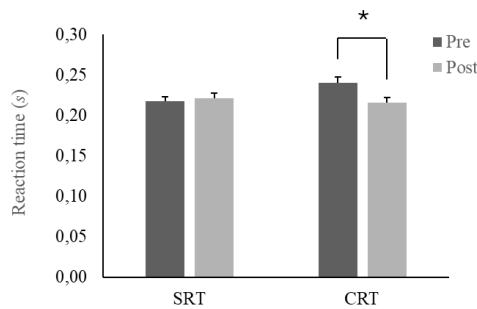


Figura 18. Tempo de reação durante SRT e CRT em condições pré e pós de PF. *representa $p < 0,05$.

O pico de força ML e AP após a intervenção também reduziu, quer em CRT como SRT.

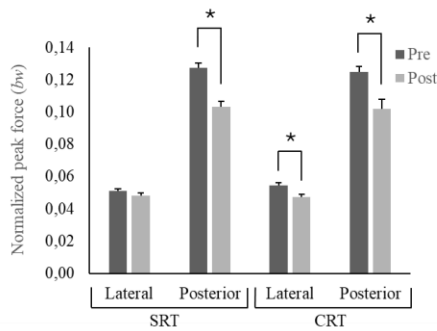


Figura 19. Pico de força normalizado durante SRT e CRT em condições pré e pós de PF. * representa $p < 0,05$.

Reduções no deslocamento e velocidade do CoP foram observadas para ML e AP após a intervenção.

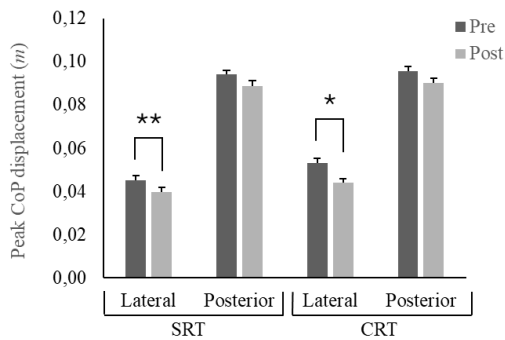


Figura 20. Deslocamento pico de CoP durante SRT e CRT em pré e pós intervenção de PF. * representa $p < 0.05$.

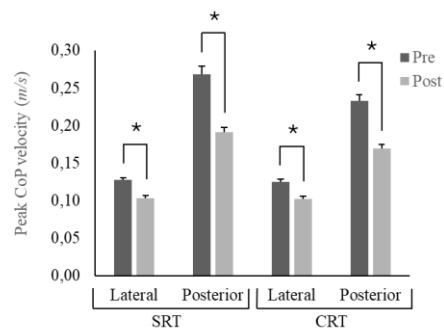


Figura 21. Velocidade pico de CoP durante CRT e SRT em pré e pós intervenção de PF. * representa $p < 0.05$.

Os PY consistentemente obtiveram melhores resultados do que os PNF e PF em todas as tarefas. PNF revelou diferenças de tempo de reação em SRT e CRT em baseline, mas as melhorias do PF após intervenção removeu as diferenças em CRT

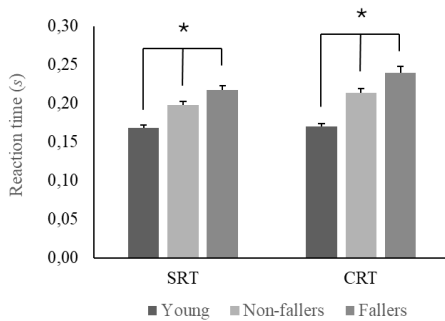


Figura 22. Tempo de reação durante SRT e CRT em PY, PNF e PF. * representa $p < 0.05$.

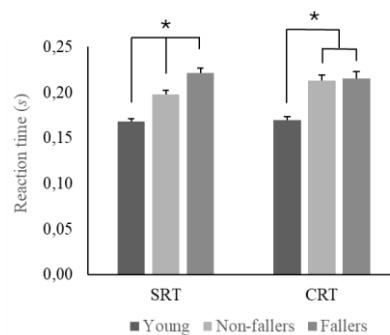


Figura 23. Tempo de reação durante SRT e CRT de PY, PNF e PF após intervenção. * representa $p < 0.05$.

RFD não mostrou diferenças entre PNF e PF em SRT, mas sim em CRT que se mantiveram pós intervenção

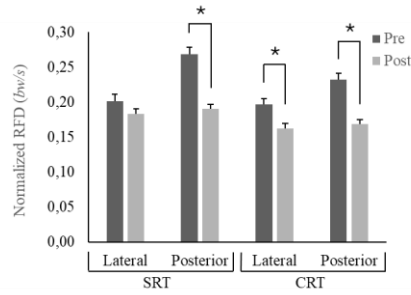


Figura 24. RFD normalizada durante SRT e CRT em pré e pós de PF. *representa $p < 0.05$.

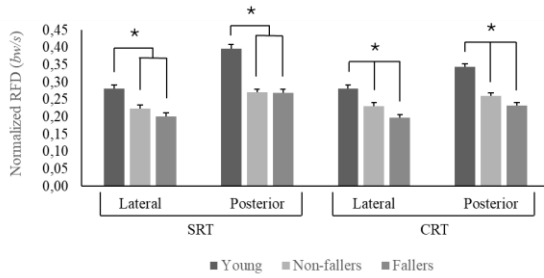


Figura 25. RFD pico normalizada ML e AP durante SRT e CRT de PY, PNF e PF. * representa $p < 0.05$.

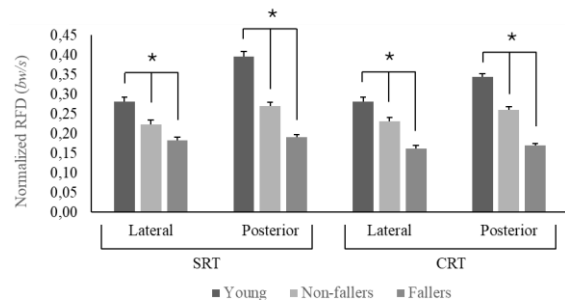


Figura 26. RFD pico ML e AP durante SRT e CRT de PY, PNF e PF após intervenção. *representa $p < 0.05$.

Deslocamento de CoP Lateral de PNF superior a PF, com AL CoP de PNF menor do que PF

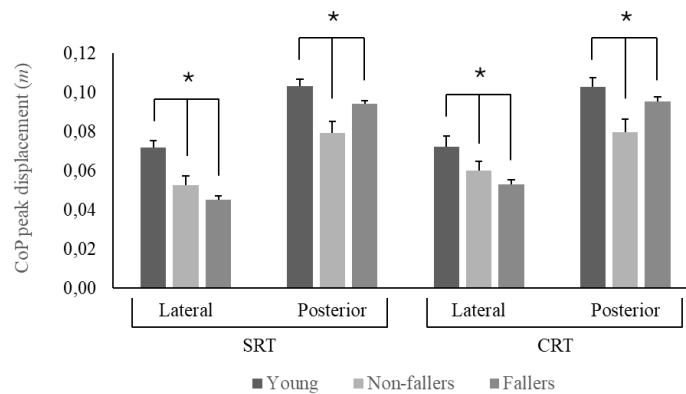


Figura 27. Deslocamento pico CoP ML e AP em SRT e CRT de PY, PNF e PF. * representa $p < 0.05$.

Velocidade pico CoP inferior dos PF em comparação a PNF para todas as condições exceto AL em SRT, que mostrou não ter diferenças significativas.

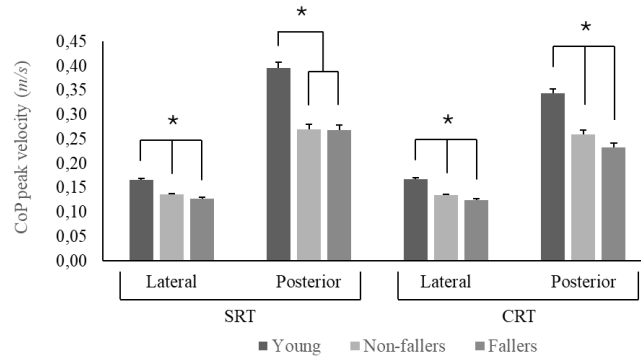


Figura 28. Velocidade CoP ML e Ap durante SRT e CRT em PY, PNF e PF. * representa $p < 0.05$.

5. Discussão

5.1. Discussão dos resultados

A capacidade de realizar e adaptar a iniciação de marcha em várias restrições, quer externas ou internas, ambientais ou cognitivas, é crucial para a qualidade de vida individual. No nosso conhecimento, este é o primeiro artigo a investigar os efeitos do treino de potência sobre a iniciação de marcha sob tarefas simples e com restrições cognitivas, e a sua subsequente análise cinética.

Performance neuromuscular

Para além disso, a análise das diferenças de performance neuromuscular, iniciação de marcha e testes funcionais entre jovens, idosos e idosos com historial de queda antes e após uma intervenção de treino também toma um papel prevalente a ser explorado.

Estudos anteriores exploraram extensivamente as reduções na força máxima e no desenvolvimento da força rápida (RFD) entre diferentes grupos etários, focando principalmente em diversos grupos musculares, como extensores e flexores de perna, abdutores, adutores, dorsiflexores e flexores plantares (Bellumori et al., 2013; Kozinc et al., 2022; Thompson et al., 2014). No entanto, a literatura apresenta resultados mistos em relação à literatura prévia.

Enquanto alguns estudos relatam a preservação da RFD relativa em adultos mais velhos para certos grupos musculares, outros sugerem declínios (Radaelli et al., 2023; Sayers & Gibson, 2014). Em ambos os casos, as capacidades relativas de força rápida representam características contráteis qualitativas, influenciadas por fatores como padrões de recrutamento de unidades motoras, tipo de fibra, rigidez do tendão e propriedades musculares.

O padrão deste estudo concordou com os resultados encontrados por Bellumori e Kozinc, que relatavam que os jovens tendem a ter maiores valores de RFD para os músculos adutores, abdutores e do tornozelo quando comparados a idosos em qualquer condição.

Uma surpresa observada neste estudo foi a semelhança entre PF e PNF para o RFD e pico de força, algo que, apesar de não existente para os músculos específicos de adução, é o oposto do relatado na literatura para dorsiflexão e abdução (Gafner et al., 2020; Kemoun et al., 2002), que demonstrou ser possível diferenciar fallers de não fallers através de pico de força e RFD dos abdutores (comparativamente a flexores, extensores e rotadores da anca).

É importante notar, no entanto que estas diferenças observadas na literatura estão presentes em testes adaptados, como na posição deitada lateral para Gafner, e que nesse estudo inclusive foi comentada a necessidade de mais investigação devido à observação de o pico de força ser ligeiramente mais preditivo do que o RFD para risco de queda, contrariamente do observado na restante literatura e do que seria inicialmente teorizado

Independentemente, poderá ser teoricamente plausível que a posição corporal em que foram realizados os testes de força isométrica fornecerão novos dados e insights sobre possíveis diferenças entre estas populações.

No entanto, possíveis razões que poderão ter conduzido a esta semelhança incluem o facto de todos realizarem atividade física habitual no mesmo programa de treino comunitário, métodos de cálculo de RFD pico (o pico da derivativa da curva vs maior força observada nos primeiros 100 ms), a preparação e colocação de teste (considerando posições supinadas, deitado de lado e em pé , cada uma com as suas vantagens e desvantagens), diferenças demográficas (Thompson et al., 2014).

Inácio et al. (2018) verificou melhorias de peak force e RFD normalizada após um programa de treino baseado na potência muscular. No presente estudo foi possível confirmar que este tipo

de treino melhora a RFD normalizada para os músculos abdutores, adutores e dorsiflexores, revelando assim ser um método eficaz de melhorar

Curiosamente, para valores de pico de força, apenas se verificaram melhorias para a dorsiflexão. Esta observação poderá dever-se ao efeito do tipo de treino, derivado da flywheel, onde há a assunção de que o trabalho é realizado com potência máxima/RFD e não com pico de força, atuando entre os 40-60% da RM. A especificidade desta intervenção poderá então não verificar uma tradução direta para a capacidade de execução de força máxima isométrica, sendo esta a forma de calcular a pico de força, considerando a natureza dinâmica do treino de flywheel.

Deveras, existe literatura contraditória que identifica uma associação entre RFD e força máxima (Mirkov et al., 2004) mas estas são encontradas posteriormente ao período de 100 ms iniciais da contração. Outros estudos mostram que a especificidade das adaptações depende do tipo de treino, algo observado com a ausência de aumento de RFD com treino tradicional (Tillin et al., 2011), como a falta de melhoria de força máxima através de treino de potência (Oliveira et al., 2013). Assim, apesar da tendência para treino de potência melhorar quer RFD como pico de força, é necessária cautela na abordagem do tipo de treino que poderá ser ideal para o desenvolvimento de ambos.

Outra razão mais óbvia para a ausência de diferenças significativas entre PNF e PF poderá derivar-se ao treino de flywheel concreto, que, ao contrário do tipo de treino tradicional envolvendo cabos ou pesos, comporta uma componente excêntrica elevada, podendo causar adaptações inesperadas sobre a capacidade de gerar força máxima (Muñoz-López, De Souza Fonseca, et al., 2021), nomeadamente numa posição em que apenas temos presente uma perna de equilíbrio e onde poderá haver alguma dificuldade na estabilização da anca com cargas supramaximais

É possível também constatar que diferentes intensidades podem ser requeridas para maximizar o pico de força para diferentes exercícios, algo que poderá ser derivado de braços de momento interno dos músculos para uma dada amplitude de movimento, o perfil de resistência do exercício e o volume e frequência de treinos realizados (Bandeira-Guimarães et al., 2023).

Mais concretamente, dada a amplitude do movimento e o seu perfil de resistência, é possível que o pico de força observado no exercício poderá ter sido incrementado num ângulo onde a

musculatura se encontraria mais encurtada em comparação à posição da mesma para o teste isométrico, não sendo assim observável através do mesmo pelo seu cariz estático na sua realização

Outros fatores que poderão ter influenciado em menor grau poderá ser a dificuldade de controlar a força excêntrica realizada, ou o momento adicional observado no software da flywheel ser devido ao ciclo de encurtamento-estiramento, no entanto os valores incrementados de potência ao longo das semanas poderão refutar estas possibilidades

Por último, é plausível que a componente de dano muscular possa ter interferido com os resultados observados. É possível constatar na literatura que o treino de flywheel, com a sua natureza de sobrecarga excêntrica, poderá levar a um maior tempo necessário para recuperação (Beato & Dello Iacono, 2020) e os 2-4 dias com que os testes foram realizados após o fim da intervenção não tenham sido necessários para a dissipação desse dano muscular

Dado estas considerações, é plausível que para uma tecnologia como a flywheel, pouco estudada para efeitos de músculos responsáveis pelo equilíbrio ML e AP, as recomendações tipicamente observadas para volume, tempo de descanso, intensidade e nº de repetições para movimentos compostos como agachamento (Kowalchuk & Butcher, 2019; Šarabon et al., 2020; Sañudo et al., 2019) poderão não ser adequadas para este tipo de treinos

Mobilidade funcional e risco de quedas

Os piores resultados observados em valores de baseline dos PF revelam défices de mobilidade funcional que poderão contribuir significativamente para o risco de queda. Estes valores são corroborados na literatura, que revelam que indivíduos com histórico de quedas obtêm piores resultados do que jovens (Magnani et al., 2020).

O tempo prolongado para completar as tarefas de mobilidade funcional (TUG, Dual TUG, FSST) e o pior resultado do Mini-Best também suportam a noção de equilíbrio limitado que contribuem para o risco de queda (Magnani et al., 2020).

Os valores de Mini-BEST e FSST após intervenção também evidenciam a eficácia da intervenção na melhoria de testes de mobilidade funcional e equilíbrio, alinhando com literatura

prévia que demonstra os efeitos positivos de treino de potencia no controlo postural e na prevenção de quedas (Radaelli et al., 2023).

Apesar dos efeitos positivos, os valores de TUG não mostraram diferenças significativas, o que sugere que enquanto o equilíbrio dinâmico e a agilidade podem ser melhorados, poderá não haver transferência para uma mobilidade mais rápida medida pelo TUG. Estes resultados são consistentes com literatura que revelou que melhorias de equilíbrio nem sempre se correlacionam com o performance no TUG (Podsiadlo & Richardson, 1991) o que poderá indicar uma necessidade de uma intervenção mais compreensiva para a sua melhoria.

Iniciação de passos voluntários

Os resultados deste estudo fornecem uma compreensão mais detalhada sobre o impacto da intervenção na força muscular, tempo de reação e equilíbrio entre jovens adultos, idosos que não caem e idosos que caem. A intervenção levou a uma redução significativa no tempo de reação durante tarefas de escolha de passos para os que caem, enquanto nenhuma melhoria foi observada em tarefas simples de passos. Isto indica que a intervenção pode ter causado melhoras a nível do processamento neural central e a velocidade de tomada de decisão, especificamente em condições que exigem um planeamento e execução motora mais complexos. A ausência de melhoria nas tarefas simples sugere que estes processos mais simples pudessem estar otimizados e menos suscetíveis a melhorias adicionais (Daniels & Burn, 2021; Luchies et al., 2002), o que poderá ser coerente com a amostra de idosos que caem terem valores semelhantes em alguns testes de performance neuromuscular e de mobilidade funcional.

Curiosamente, o pico de força normalizado ABD foi significativamente reduzido após a intervenção, tanto nas tarefas simples quanto nas de escolha, entre os que caem. Esta redução no pico de força pode ser indicativa de uma estratégia de geração de força mais eficiente, possivelmente devido a uma melhoria no controle motor e na coordenação em vez de pura força muscular. A melhoria no tempo de reação sem um aumento na força sugere a independência desses dois parâmetros, onde a velocidade de reação pode melhorar sem um aumento simultâneo no pico de força. Isto pode dever-se a adaptações neurais que priorizam rapidez em detrimento da força máxima em resposta à intervenção. Tais adaptações podem envolver APAs melhorados e um recrutamento mais eficaz das unidades motoras (Aagaard et al., 2010; Maki & McIlroy, 2007)

Além disso, a intervenção resultou em diminuições significativas no deslocamento máximo velocidade máxima do CoP lateral e posterior durante ambas as tarefas, simples e de escolha. Estes resultados sugerem que os participantes foram capazes de manter melhor equilíbrio com deslocamentos menos exagerados no seu CoP, indicando uma estabilidade aprimorada. As melhorias nas métricas de CoP poderão refletir APAs melhorados, cruciais para manter a estabilidade durante movimentos e transições. Estas melhorias podem indicar que os participantes se sentiam melhor preparados para executar movimentos de maneira controlada, essencial para prevenir quedas. Esta observação é suportada por estudos anteriores que destacam a importância dos APAs no equilíbrio dinâmico e na prevenção de quedas (Caderby et al., 2014; Yiou et al., 2016).

Associações entre forças reativas do solo e testes funcionais revelam que melhorias nas pontuações do Mini-BEST alinham com as melhorias específicas observadas no tempo de reação e nas métricas de CoP, apoiando ainda mais a conclusão de que a intervenção teve melhorias significativas para o equilíbrio e a mobilidade em idosos. Tais resultados são promissores, pois podem correlacionar uma integração aprimorada das informações sensoriais a uma melhor execução das respostas motoras, essenciais para manter o equilíbrio e prevenir quedas (Duncan et al., 2013).

O impacto da intervenção na RFD de abdução da anca, adução da anca e dorsiflexão do tornozelo é particularmente notável. Uma RFD incrementada dos ABD e ADD ajuda a manter a estabilidade lateral, essencial durante as fases de transferência de peso da marcha e na iniciação da marcha. A RFD melhorada da dorsiflexão do tornozelo auxilia no melhor controle da colocação do pé e na prevenção de tropeços e quedas (Rogers & Mille, 2003). As melhorias observadas nessas áreas sugerem que a intervenção não só melhora os processos neurais, mas também impacta diretamente o desempenho muscular e a coordenação.

O facto dos PY superarem os PNF, que por sua vez superam os PF, reforça o impacto do envelhecimento no controlo motor e no equilíbrio. A capacidade da intervenção de melhorar o desempenho em idosos, embora não ao nível dos PY nem dos PNF, enfatiza o potencial de intervenções direcionadas para mitigar declínios relacionados à idade na função motora (Schlenstedt et al., 2015). Esta estratificação também destaca a natureza progressiva do declínio do controlo motor com o envelhecimento e o potencial para intervenções mitigarem esses declínios (Crenna & Frigo, 1991; Yamada & Shinya, 2021).

Mecanicamente, as melhorias no tempo de reação de escolha, mas não no tempo de reação simples, sugerem a possibilidade de um incremento nas capacidades de processamento central e na eficiência do planeamento motor. Isto pode dever-se ao aumento da ativação neural e ao envolvimento mais eficaz dos recursos cognitivos, facilitando uma melhor tomada de decisão e execução de movimentos em tarefas mais complexas. As reduções na força máxima/pico de força e na RFD pós-intervenção podem indicar que os participantes otimizaram o uso de sua força muscular, contribuindo para uma melhor estabilidade e movimentos controlados. Estas noções alinham com o que a literatura indica de que o controle motor eficaz envolve tanto adaptações neurais quanto musculares, que podem ser aprimoradas através de regimes de treino específicos (Aagaard et al., 2002; Melzer et al., 2010).

As melhorias nas métricas de CoP apontam para APAs aprimorados que podem ser atribuídos a uma melhor coordenação neuromuscular e ao uso mais eficaz das informações sensoriais, permitindo que os participantes ajustem preventivamente sua postura e estratégias de movimento. Melhorias nos APAs são cruciais para prevenir quedas, pois permitem que os indivíduos estabilizem seus corpos antes de executar movimentos, reduzindo assim o risco de desequilíbrio e quedas subsequentes (Caderby et al., 2014; Yiu et al., 2016).

Estes resultados destacam a complexidade das melhorias no equilíbrio e na mobilidade em idosos. As melhorias observadas no tempo de reação e na estabilidade sem aumentos correspondentes na força de saída sugerem que intervenções que visam adaptações neurais e no controle motor podem ser altamente eficazes. A menor dependência da força máxima para manter o equilíbrio e reações rápidas pode indicar uma mudança para estratégias de movimento mais eficientes e seguras, o que é crucial para a prevenção de quedas em idosos (Pai et al., 2014).

5.2 Limitações do estudo

Este estudo apresenta várias limitações que devem ser levadas em consideração ao interpretar seus resultados. Primeiramente, não foi realizada a verificação das diferenças entre os lados das pernas nas componentes de RFD isométrica, o que poderia revelar variações significativas que impactam a ambulação, algo reportado anedotamente na realização do programa de treino

Adicionalmente, fatores externos como o uso de diferentes tipos de calçado e a falta de familiarização dos participantes com os testes podem ter influenciado os resultados. Dois indivíduos do grupo PNF relataram ter praticado o teste FSST em casa, o que pode ter afetado seus desempenhos nos testes.

Outro aspecto importante foi a progressão do treino com a flywheel, cuja falta de pesos padronizados poderá ter influenciado a magnitude de efeito do treino. Apenas um participante aumentou o peso do disco de inércia, embora todos tenham demonstrado melhoria contínua na potência gerada a cada sessão de treino.

A interrupção do treino contínuo de 10 semanas por parte de alguns membros do grupo de intervenção, devido a problemas de saúde, familiares ou pessoais, pode ter influenciado os valores obtidos.

O receio de aplicar forças máximas em cada repetição da flywheel, comum na população idosa que realiza treino de potência, foi relatado por alguns participantes. Além disso, a participação simultânea em outros estudos por alguns indivíduos, que também seguiram um programa semanal de treino adaptado para idosos, pode ter afetado sua capacidade física.

Fatores técnicos e humanos, como ajustes de medicação, lesões em outras atividades, erro humano na configuração do equipamento ou problemas no software, são possíveis causas de variações nos valores obtidos. As instruções variáveis para a realização do step (mais rápido versus naturalmente) também podem ter influenciado os resultados. A possibilidade de adivinhar os lados devido ao excesso de repetições e um desvio lateral antecipado por alguns indivíduos que previam o movimento são outras possíveis limitações.

A RFD pode ter sido limitada pela perna de suporte, possivelmente devido à exaustão, lesões ou interrupções entre repetições, ou falta de transferência de força para uma ação isométrica, conforme sugerido pela literatura. A limitação do teste realizado em pé, sem estabilização da perna de suporte, também pode ter influenciado a precisão das medições e da intervenção

O tamanho da amostra reduzido é outra limitação significativa. Devido ao número limitado de participantes, algumas variáveis não apresentaram significância estatística. É possível que, com um tamanho da amostra maior, diferenças significativas entre os grupos pudessem ser observadas.

Essas limitações ressaltam a necessidade de considerações cuidadosas ao extrapolar os resultados deste estudo para outras populações ou contextos. Pesquisas futuras devem abordar essas limitações para validar e expandir os resultados aqui apresentados.

6. Conclusões e considerações finais

6.1 Conclusões e aplicações práticas

Este estudo investigou os efeitos do treino de potência com flywheel nos mecanismos de iniciação da marcha e na prevenção de quedas em idosos, revelando resultados promissores. A intervenção demonstrou uma eficácia significativa na melhoria da taxa de produção de força (RFD), um indicador crítico para a recuperação do equilíbrio e prevenção de quedas. Os idosos com histórico de quedas apresentaram padrões cinéticos alterados durante a iniciação da marcha, indicando uma menor capacidade de gerar força rapidamente. Isso confirma a importância da RFD como um indicador crucial do risco de quedas.

Apesar dos benefícios observados, algumas limitações devem ser consideradas, como a progressão inadequada do treino, interrupções no protocolo e fatores externos. Além disso, o tamanho amostral reduzido limitou a significância estatística de algumas variáveis, destacando a necessidade de amostras maiores em pesquisas futuras.

Conclusões preliminares sugerem que o treino de potência com flywheel pode ser uma intervenção eficaz para melhorar a RFD e reduzir o risco de quedas em idosos.

Para além disso, a intervenção demonstrou uma eficácia significativa na melhoria dos tempos de reação e métricas de equilíbrio, particularmente em tarefas complexas que requerem maior processamento cognitivo e motor. Estas melhorias devem-se provavelmente ao aumento da ativação neural, ao uso mais eficiente da força muscular e a ajustes posturais antecipatórios melhorados. O estudo sublinha a importância de abordar os declínios relacionados à idade no controle motor e no equilíbrio através de intervenções direcionadas e específicas.

Os resultados fornecem uma base sólida para futuras pesquisas e aplicações clínicas voltadas à prevenção de quedas e à melhoria da qualidade de vida em populações mais idosas.

6.2 Sugestões para trabalhos futuros

De forma a expandir a informação relativa os efeitos do treino de potência com flywheel na prevenção de quedas e na melhoria dos mecanismos de iniciação da marcha em idosos, propomos as seguintes direções para pesquisas futuras:

Primeiramente, aumentar o tamanho da amostra em estudos subsequentes é crucial. Uma amostra maior proporcionará maior poder estatístico e permitirá uma análise mais robusta das diferenças entre os grupos, minimizando a influência de variáveis externas e internas.

Compreender melhor a relação entre a taxa de produção de força (RFD), a mobilidade funcional e a cinética da iniciação de marcha é essencial para identificar intervenções mais eficazes na prevenção de quedas.

Outra recomendação é a comparação entre diferentes métodos de treino de resistência. Estudos comparativos que avaliem a eficácia do treino de potência com flywheel em relação a outros tipos de treino de resistência podem elucidar quais métodos oferecem os maiores benefícios na melhoria da força rápida e na prevenção de quedas, nomeadamente em termos de volume de treino e intensidade utilizadas com treino de flywheel em idosos.

Estudos longitudinais devem ser conduzidos para avaliar os efeitos a longo prazo do treino de potência. Avaliar continuamente os participantes ao longo do tempo pode fornecer conhecimento valioso sobre a manutenção dos benefícios do treino e sua eficácia na prevenção de quedas.

A análise de subgrupos específicos dentro da população idosa pode revelar variações importantes nos resultados. Estudos que segmentem os participantes com base em diferentes níveis de risco de queda podem identificar quais intervenções são mais eficazes para cada grupo, permitindo a personalização das estratégias de prevenção.

Por fim, investigar os fatores que influenciam a adesão ao treino é essencial. Compreender as barreiras e motivadores para a participação consistente em programas de treino de potência pode ajudar no desenvolvimento de estratégias para melhorar a adesão e, conseqüentemente, a eficácia das intervenções.

Abordando essas áreas de investigação, literatura futura poderá fornecer uma compreensão mais abrangente e detalhada dos mecanismos pelos quais o treino de potência influencia a prevenção de quedas em idosos. Isso contribuirá significativamente para o desenvolvimento de intervenções mais eficazes para esta população.

7. Referências bibliográficas

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 93(4), 1318–1326. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00283.2002>
- Aagaard, P., Suetta, C., Caserotti, P., Magnusson, S. P., & Kjær, M. (2010). Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: Strength training as a countermeasure. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(1), 49–64. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.01084.x>
- Adams, M., Brüll, L., Lohkamp, M., & Schwenk, M. (2021). The Stepping Threshold Test for Reactive Balance: Validation of Two Observer-Based Evaluation Strategies to Assess Stepping Behavior in Fall-Prone Older Adults. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3, 715392. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.715392>
- Arvin, M. (n.d.). *Hip muscle function and mediolateral balance control in older adults*.
- Balachandran, A. T., Steele, J., Angielczyk, D., Belio, M., Schoenfeld, B. J., Quiles, N., Askin, N., & Abou-Setta, A. M. (2022). Comparison of Power Training vs Traditional Strength Training on Physical

- Function in Older Adults: A Systematic Review and Meta-analysis. *JAMA Network Open*, 5(5), e2211623. <https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2022.11623>
- Bandeira-Guimarães, M., Blanco-Rambo, E., Vieira, A. F., Sáez De Asteasu, M. L., Pinto, R. S., Izquierdo, M., & Cadore, E. L. (2023). Chronic Effects of Different Intensities of Power Training on Neuromuscular Parameters in Older People: A Systematic Review with Meta-analysis. *Sports Medicine - Open*, 9(1), 98. <https://doi.org/10.1186/s40798-023-00646-9>
- Batcir, S., Shani, G., Shapiro, A., Alexander, N., & Melzer, I. (2020). The kinematics and strategies of recovery steps during lateral losses of balance in standing at different perturbation magnitudes in older adults with varying history of falls. *BMC Geriatrics*, 20(1), 249. <https://doi.org/10.1186/s12877-020-01650-4>
- Beato, M., & Dello Iacono, A. (2020). Implementing Flywheel (Isoinertial) Exercise in Strength Training: Current Evidence, Practical Recommendations, and Future Directions. *Frontiers in Physiology*, 11, 569. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00569>
- Beato, M., Raya-González, J., Hernandez-Davo, J. L., & Maroto-Izquierdo, S. (2023). Editorial: The science of flywheel training: exercise physiology and practical applications. *Frontiers in Physiology*, 14, 1241529. <https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1241529>
- Bellumori, M., Jaric, S., & Knight, C. A. (2013). Age-Related Decline in the Rate of Force Development Scaling Factor. *Motor Control*, 17(4), 370–381. <https://doi.org/10.1123/mcj.17.4.370>
- Buonsenso, A., Centorbi, M., Iuliano, E., Di Martino, G., Della Valle, C., Fiorilli, G., Calcagno, G., & Di Cagno, A. (2023). A Systematic Review of Flywheel Training Effectiveness and Application on

- Sport Specific Performances. *Sports*, 11(4), 76.
<https://doi.org/10.3390/sports11040076>
- Caderby, T., Yiou, E., Peyrot, N., Begon, M., & Dalleau, G. (2014). Influence of gait speed on the control of mediolateral dynamic stability during gait initiation. *Journal of Biomechanics*, 47(2), 417–423. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.011>
- Chang, S.-H. J. (n.d.). *Improving Lateral Stability in Older Adults at Risk of Falls*.
- Chang, S.-H. J., Mercer, V. S., Giuliani, C. A., & Sloane, P. D. (2005). Relationship Between Hip Abductor Rate of Force Development and Mediolateral Stability in Older Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(9), 1843–1850. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.03.006>
- Chen, T., & Yoshida, Y. (2021). Effects of Power on Balance and Fall Prevention in Aging and Older Adults. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, 37(1), 7–11. <https://doi.org/10.1097/TGR.0000000000000296>
- Chen, Y., Tang, H., Wang, Y., Jin, C., Wang, L., Miao, W., & Wang, X. (2024a). The effect of complex cognitive context on the dynamic stability during gait initiation in older women. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 15, 1342570. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2023.1342570>
- Chen, Y., Tang, H., Wang, Y., Jin, C., Wang, L., Miao, W., & Wang, X. (2024b). The effect of complex cognitive context on the dynamic stability during gait initiation in older women. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 15, 1342570. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2023.1342570>
- Cohen, R. G., Nutt, J. G., & Horak, F. B. (2011). Errors in Postural Preparation Lead to Increased Choice Reaction Times for Step

- Initiation in Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 66A(6), 705–713.
<https://doi.org/10.1093/gerona/glr054>
- Crenna, P., & Frigo, C. (1991). A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *The Journal of Physiology*, 437(1), 635–653.
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.1991.sp018616>
- Daniels, K. A. J., & Burn, J. F. (2021). Visuomotor control of leaping over a raised obstacle is sensitive to small baseline displacements. *Royal Society Open Science*, 8(3), 201877.
<https://doi.org/10.1098/rsos.201877>
- De Keijzer, K., McErlain-Naylor, S. A., E. Brownlee, T., Raya-González, J., & Beato, M. (2022). Perception and application of flywheel training by professional soccer practitioners. *Biology of Sport*, 39(4), 809–817. <https://doi.org/10.5114/biolsport.2022.109457>
- Duncan, R. P., Leddy, A. L., Cavanaugh, J. T., Dibble, L. E., Ellis, T. D., Ford, M. P., Foreman, K. B., & Earhart, G. M. (2013). Comparative Utility of the BESTest, Mini-BESTest, and Brief-BESTest for Predicting Falls in Individuals With Parkinson Disease: A Cohort Study. *Physical Therapy*, 93(4), 542–550.
<https://doi.org/10.2522/ptj.20120302>
- El Hadouchi, M., Kiers, H., Boerstra, B. A., Pijpers, R., Veenhof, C., & Dieën, J. H. V. (2023). Power training in older adults: A pilot and feasibility study. *Journal of Rehabilitation Research and Practice*, 4(1), 22–29. <https://doi.org/10.46439/rehabilitation.4.023>
- Emmens, A. R., F. Van Asseldonk, E. H., Prinsen, V., & Der Kooij, H. V. (2020). Predicting reactive stepping in response to perturbations by using a classification approach. *Journal of NeuroEngineering*

and Rehabilitation, 17(1), 84. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00709-y>

Fishbeck, M., Janot, J., Heil, C., Alsheskie, E., Daleiden, A., Erickson, E., Myhre, S. L., & Somerville, N. (n.d.). *The Effects of Plyometric and Agility Training on Balance and Functional Measures in Middle Aged and Older Adults*.

Gafner, S. C., Bastiaenen, C. H. G., Biver, E., Ferrari, S., & Allet, L. (2021). Reliability and validity of an adapted hip abductor strength measure as a potential new fall risk assessment for older persons: A study protocol. *BMC Geriatrics*, 21(1), 110. <https://doi.org/10.1186/s12877-021-02048-6>

Gafner, S. C., Bastiaenen, C. H. G., Ferrari, S., Gold, G., Trombetti, A., Terrier, P., Hilfiker, R., & Allet, L. (2020). The Role of Hip Abductor Strength in Identifying Older Persons at Risk of Falls: A Diagnostic Accuracy Study. *Clinical Interventions in Aging*, Volume 15, 645–654. <https://doi.org/10.2147/CIA.S246998>

Hommen, J. M., Batista, J. P., Bollheimer, L. C., Hildebrand, F., Laurentius, T., & Siebers, H. L. (2024). Movement patterns during gait initiation in older adults with various stages of frailty: A biomechanical analysis. *European Review of Aging and Physical Activity*, 21(1), 1. <https://doi.org/10.1186/s11556-024-00335-w>

Honda H., Okawara K., & Yoshimoto Y. (2021). Relationship between Step Ability Using the Tether-release Method and Falls in Community-dwelling Elderly. *Rigakuryoho Kagaku*, 36(1), 85–89. <https://doi.org/10.1589/rika.36.85>

Inacio, M., Beamer, B. A., Prettyman, M. G., & Rogers, M. W. (2012). Short-term changes in protective stepping for lateral balance recovery in older adults. *Clinical Biomechanics*, 27(2), 151–157. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.09.003>

- Inacio, M., Creath, R., & Rogers, M. W. (2018). Low-dose hip abductor-adductor power training improves neuromechanical weight-transfer control during lateral balance recovery in older adults. *Clinical Biomechanics*, *60*, 127–133. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.10.018>
- Inacio, M., Creath, R., & Rogers, M. W. (2019). Effects of aging on hip abductor-adductor neuromuscular and mechanical performance during the weight transfer phase of lateral protective stepping. *Journal of Biomechanics*, *82*, 244–250. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.10.040>
- Kemoun, G., Thoumie, P., Boisson, D., & Guieu, J. D. (2002). Ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *34*(6), 278–283. <https://doi.org/10.1080/165019702760390374>
- Kim, Y., Vakula, M. N., Bolton, D. A. E., Dakin, C. J., Thompson, B. J., Slocum, T. A., Teramoto, M., & Bressel, E. (2022). Which Exercise Interventions Can Most Effectively Improve Reactive Balance in Older Adults? A Systematic Review and Network Meta-Analysis. *Frontiers in Aging Neuroscience*, *13*, 764826. <https://doi.org/10.3389/fnagi.2021.764826>
- Kimijanová, J., Hirjaková, Z., Bzdúšková, D., & Hlavačka, F. (2021). Influence of Vision on Gait Initiation and First Step Kinematics in Young and Older Adults. *Physiological Research*, S409–S417. <https://doi.org/10.33549/physiolres.934813>
- Kowalchuk, K., & Butcher, S. (2019). Eccentric Overload Flywheel Training in Older Adults. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, *4*(3), 61. <https://doi.org/10.3390/jfmk4030061>
- Kozinc, Ž., Smajla, D., & Šarabon, N. (2022). Relationship between hip abductor strength, rate of torque development scaling factor and

- medio-lateral stability in older adults. *Gait & Posture*, 95, 264–269. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.11.010>
- Lima, L. O., & Rodrigues-de-Paula, F. (2013). Recruitment rate, feasibility and safety of power training in individuals with Parkinson's disease: A proof-of-concept study. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 17(1), 49–56. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552012005000069>
- Lopes, P. B., Pereira, G., Lodovico, A., Bento, P. C. B., & Rodacki, A. L. F. (2016). Strength and Power Training Effects on Lower Limb Force, Functional Capacity, and Static and Dynamic Balance in Older Female Adults. *Rejuvenation Research*, 19(5), 385–393. <https://doi.org/10.1089/rej.2015.1764>
- Luchies, C. W., Schiffman, J., Richards, L. G., Thompson, M. R., Bazuin, D., & DeYoung, A. J. (2002). Effects of Age, Step Direction, and Reaction Condition on the Ability to Step Quickly. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 57(4), M246–M249. <https://doi.org/10.1093/gerona/57.4.M246>
- Magnani, P. E., Genovez, M. B., Porto, J. M., Zanellato, N. F. G., Alvarenga, I. C., Freire, R. C., & De Abreu, D. C. C. (2020). Use of the BESTest and the Mini-BESTest for Fall Risk Prediction in Community-Dwelling Older Adults Between 60 and 102 Years of Age. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 43(4), 179–184. <https://doi.org/10.1519/JPT.0000000000000236>
- Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (2007). Cognitive demands and cortical control of human balance-recovery reactions. *Journal of Neural Transmission*, 114(10), 1279–1296. <https://doi.org/10.1007/s00702-007-0764-y>
- Maroto-Izquierdo, S., Raya-González, J., Hernández-Davó, J. L., & Beato, M. (2021). Load Quantification and Testing Using Flywheel

- Devices in Sports. *Frontiers in Physiology*, 12, 739399. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.739399>
- Mehrlatifan, S., Fatahi, A., & Khezri, D. (2023). Biomechanics of Gait in the Elderly: A Literature Review. *Asian Journal of Sports Medicine*, 14(2). <https://doi.org/10.5812/asjms-135663>
- Melzer, I., Kurz, I., Shahar, D., Levi, M., & Oddsson, L. (2007). Application of the voluntary step execution test to identify elderly fallers. *Age and Ageing*, 36(5), 532–537. <https://doi.org/10.1093/ageing/afm068>
- Melzer, I., Kurz, I., Shahar, D., & Oddsson, L. I. E. (2010). Do voluntary step reactions in dual task conditions have an added value over single task for fall prediction? A prospective study. *Aging Clinical and Experimental Research*, 22(5–6), 360–366. <https://doi.org/10.1007/BF03324940>
- Melzer, I., Shtilman, I., Rosenblatt, N., & Oddsson, L. I. (2007). Reliability of voluntary step execution behavior under single and dual task conditions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4(1), 16. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-4-16>
- Mirkov, D. M., Nedeljkovic, A., Milanovic, S., & Jaric, S. (2004). Muscle strength testing: Evaluation of tests of explosive force production. *European Journal of Applied Physiology*, 91(2–3), 147–154. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0946-8>
- Moineau, B., Boisgontier, M. P., Barbieri, G., & Nougier, V. (2014). A new method to assess temporal features of gait initiation with a single force plate. *Gait & Posture*, 39(1), 631–633. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.07.007>
- Muñoz-López, A., De Souza Fonseca, F., Ramírez-Campillo, R., Gantois, P., Javier Nuñez, F., & Y. Nakamura, F. (2021). The use of real-time monitoring during flywheel resistance training

- programmes: How can we measure eccentric overload? A systematic review and meta-analysis. *Biology of Sport*, 38(4), 639–652. <https://doi.org/10.5114/biolsport.2021.101602>
- Muñoz-López, A., Floría, P., Sañudo, B., Pecci, J., Carmona Pérez, J., & Pozzo, M. (2021). The Maximum Flywheel Load: A Novel Index to Monitor Loading Intensity of Flywheel Devices. *Sensors*, 21(23), 8124. <https://doi.org/10.3390/s21238124>
- Okubo, Y., Schoene, D., Caetano, M. J., Pliner, E. M., Osuka, Y., Toson, B., & Lord, S. R. (2021). Stepping impairment and falls in older adults: A systematic review and meta-analysis of volitional and reactive step tests. *Ageing Research Reviews*, 66, 101238. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2020.101238>
- Okubo, Y., Schoene, D., & Lord, S. R. (2017). Step training improves reaction time, gait and balance and reduces falls in older people: A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 51(7), 586–593. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095452>
- Oliveira et al. - *Resistance Training for Explosive and Maximal Stre.pdf*. (n.d.).
- Oliveira, F. B. D., Oliveira, A. S. C., Rizzato, G. F., & Denadai, B. S. (n.d.). *Resistance Training for Explosive and Maximal Strength: Effects on Early and Late Rate of Force Development*.
- Pai, Y.-C., Bhatt, T., Yang, F., & Wang, E. (2014). Perturbation Training Can Reduce Community-Dwelling Older Adults' Annual Fall Risk: A Randomized Controlled Trial. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 69(12), 1586–1594. <https://doi.org/10.1093/gerona/glu087>
- Park, J., Choi, J., & Choi, W. J. (2023). Understanding the Biomechanical Factors Related to Successful Balance Recovery and Falls: A

- Literature Review. *Physical Therapy Korea*, 30(1), 78–85.
<https://doi.org/10.12674/ptk.2023.30.1.78>
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The Timed “Up & Go”: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(2), 142–148.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x>
- Porter, M. M. (2006). Power training for older adults. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 31(2), 87–94.
<https://doi.org/10.1139/h05-034>
- Potiaumpai, M., Gandia, K., Rautray, A., Prendergast, T., & Signorile, J. F. (2016). Optimal Loads for Power Differ by Exercise in Older Adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(10), 2703–2712. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001549>
- Radaelli, R., Trajano, G. S., Freitas, S. R., Izquierdo, M., Cadore, E. L., & Pinto, R. S. (2023). Power Training Prescription in Older Individuals: Is It Safe and Effective to Promote Neuromuscular Functional Improvements? *Sports Medicine*, 53(3), 569–576.
<https://doi.org/10.1007/s40279-022-01758-0>
- Ramachandran, A. K., Singh, U., Ramirez-Campillo, R., Clemente, F. M., Afonso, J., & Granacher, U. (2021). Effects of Plyometric Jump Training on Balance Performance in Healthy Participants: A Systematic Review With Meta-Analysis. *Frontiers in Physiology*, 12, 730945. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.730945>
- Reid, K. F., Callahan, D. M., Carabello, R. J., Phillips, E. M., Frontera, W. R., & Fielding, R. A. (2008a). Lower extremity power training in elderly subjects with mobility limitations: A randomized controlled trial. *Aging Clinical and Experimental Research*, 20(4), 337–343. <https://doi.org/10.1007/BF03324865>

- Reid, K. F., Callahan, D. M., Carabello, R. J., Phillips, E. M., Frontera, W. R., & Fielding, R. A. (2008b). Lower extremity power training in elderly subjects with mobility limitations: A randomized controlled trial. *Aging Clinical and Experimental Research*, 20(4), 337–343.
- Rodrigues, F., Domingos, C., Monteiro, D., & Morouço, P. (2022). A Review on Aging, Sarcopenia, Falls, and Resistance Training in Community-Dwelling Older Adults. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(2), 874. <https://doi.org/10.3390/ijerph19020874>
- Rodriguez-Lopez, C., Alcazar, J., Losa-Reyna, J., Martin-Espinosa, N. M., Baltasar-Fernandez, I., Ara, I., Csapo, R., & Alegre, L. M. (2021). Effects of Power-Oriented Resistance Training With Heavy vs. Light Loads on Muscle-Tendon Function in Older Adults: A Study Protocol for a Randomized Controlled Trial. *Frontiers in Physiology*, 12, 635094. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.635094>
- Rogers, M. W., & Mille, M. (2016). Timing paradox of stepping and falls in ageing: Not so quick and quick(er) on the trigger. *The Journal of Physiology*, 594(16), 4537–4547. <https://doi.org/10.1113/JP271167>
- Rogers, M. W., & Mille, M.-L. (2003). Lateral Stability and Falls in Older People: *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 31(4), 182–187. <https://doi.org/10.1097/00003677-200310000-00005>
- Sañudo, B., González-Navarrete, Á., Álvarez-Barbosa, F., & de Hoyo, M. (n.d.). *Effect of Flywheel Resistance Training on Balance Performance in Older Adults. A Randomized Controlled Trial.*
- Šarabon, N., Smajla, D., Kozinc, Ž., & Kern, H. (2020). Speed-power based training in the elderly and its potential for daily movement

- function enhancement. *European Journal of Translational Myology*, 30(1), 125–128.
<https://doi.org/10.4081/ejtm.2019.8898>
- Saumur, T. M., Mathur, S., Nestico, J., Perry, S. D., Mochizuki, G., & Mansfield, A. (2020). *Test-retest reliability of force plate-derived measures of reactive stepping*.
<https://doi.org/10.1101/2020.05.10.068957>
- Sayers, S. P., & Gibson, K. (2014). High-Speed Power Training in Older Adults: A Shift of the External Resistance at Which Peak Power Is Produced. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(3), 616–621. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182a361b8>
- Schlenstedt, C., Paschen, S., Kruse, A., Raethjen, J., Weisser, B., & Deuschl, G. (2015). Resistance versus Balance Training to Improve Postural Control in Parkinson's Disease: A Randomized Rater Blinded Controlled Study. *PLOS ONE*, 10(10), e0140584.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0140584>
- Sherrington, C., Michaleff, Z. A., Fairhall, N., Paul, S. S., Tiedemann, A., Whitney, J., Cumming, R. G., Herbert, R. D., Close, J. C. T., & Lord, S. R. (2017). Exercise to prevent falls in older adults: An updated systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 51(24), 1750–1758. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096547>
- Sherrington, C., Whitney, J. C., Lord, S. R., Herbert, R. D., Cumming, R. G., & Close, J. C. T. (2008). Effective Exercise for the Prevention of Falls: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*, 56(12), 2234–2243.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2008.02014.x>
- Silva, J., Atalaia, T., Abrantes, J., & Aleixo, P. (2024). Gait Biomechanical Parameters Related to Falls in the Elderly: A Systematic Review.

- Biomechanics*, 4(1), 165–218.
<https://doi.org/10.3390/biomechanics4010011>
- Simonet, A., Delafontaine, A., Fourcade, P., & Yiou, E. (2024). *Vertical Center-of-Mass Braking and Motor Performance during Gait Initiation in Young Healthy Adults, Elderly Healthy Adults and Patients with Parkinson’s Disease: A Comparison of Force-Plate and Markerless Motion Capture Systems*.
<https://doi.org/10.20944/preprints202401.1022.v1>
- Thompson, B. J., Ryan, E. D., Herda, T. J., Costa, P. B., Herda, A. A., & Cramer, J. T. (2014). Age-related changes in the rate of muscle activation and rapid force characteristics. *AGE*, 36(2), 839–849.
<https://doi.org/10.1007/s11357-013-9605-0>
- Tillin, N. A., Pain, M. T. G., & Folland, J. P. (2011). Short-term unilateral resistance training affects the agonist–antagonist but not the force–agonist activation relationship. *Muscle & Nerve*, 43(3), 375–384. <https://doi.org/10.1002/mus.21885>
- Tisserand, R., Robert, T., Chabaud, P., Bonnefoy, M., & Chèze, L. (2016). Elderly Fallers Enhance Dynamic Stability Through Anticipatory Postural Adjustments during a Choice Stepping Reaction Time. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10.
<https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00613>
- Tseng, S.-C., Stanhope, S. J., & Morton, S. M. (2009). Impaired Reactive Stepping Adjustments in Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 64A(7), 807–815. <https://doi.org/10.1093/gerona/glp027>
- Vaverka, F., Elfmark, M., Svoboda, Z., & Janura, M. (2015). System of gait analysis based on ground reaction force assessment. *Acta Gymnica*, 45(4), 187–193. <https://doi.org/10.5507/ag.2015.022>

- Vetrovsky, T., Steffl, M., Stastny, P., & Tufano, J. J. (2019). The Efficacy and Safety of Lower-Limb Plyometric Training in Older Adults: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 49(1), 113–131. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-1018-x>
- Wang, S., Varas-Diaz, G., & Bhatt, T. (2021). Muscle synergy differences between voluntary and reactive backward stepping. *Scientific Reports*, 11(1), 15462. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-94699-z>
- Watanabe, T., Ishida, K., Tanabe, S., & Nojima, I. (2016). Preparatory state and postural adjustment strategies for choice reaction step initiation. *Neuroscience*, 332, 140–148. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2016.06.055>
- Werth, J., König, M., Epro, G., Seeley, J., Potthast, W., & Karamanidis, K. (2021). Volitional step execution is an ineffective predictor of recovery performance after sudden balance loss across the age range. *Human Movement Science*, 76, 102769. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2021.102769>
- Yamada, H., & Shinya, M. (2021). Variability in the Center of Mass State During Initiation of Accurate Forward Step Aimed at Targets of Different Sizes. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3, 691307. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.691307>
- Yiou, E., Artico, R., Teyssedre, C. A., Labaune, O., & Fourcade, P. (2016). Anticipatory Postural Control of Stability during Gait Initiation Over Obstacles of Different Height and Distance Made Under Reaction-Time and Self-Initiated Instructions. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00449>
- Young, W. R., & Hollands, M. A. (2012). Evidence for age-related decline in visuomotor function and reactive stepping adjustments. *Gait &*

Posture, 36(3), 477–481.

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.04.009>

Yungher, D. A., Morgia, J., Bair, W.-N., Inacio, M., Beamer, B. A., Prettyman, M. G., & Rogers, M. W. (2012). Short-term changes in protective stepping for lateral balance recovery in older adults.

Clinical Biomechanics, 27(2), 151–157.

<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.09.003>

