

Universidade da Maia

Departamento de Ciências da Educação Física e Desporto



Estratégias de recuperação do equilíbrio médio-lateral e a influência do mecanismo neuromuscular da anca

Ana Catarina Pinho de Oliveira | 31384

Mestrado em Ciências da Educação Física e Desporto -
Especialização em Exercício Físico e Saúde

Orientador Institucional
Prof. Doutor Mário Pedro de Oliveira Inácio

Co - Orientador
Elisa Amélia Alves Fernandes Marques



AGRADECIMENTOS

Os agradecimentos vão para aqueles que me acompanharam, não só no decorrer desta tese, mas sim, desde todo o início do decorrer deste percurso acadêmico.

Aos colegas e amigos, que viveram e presenciaram todas as etapas deste curso, mesmo os que ficaram pelo caminho, tiveram a sua contribuição para criar memórias e recordação que reavivem a memória ao chegar a esta fase final.

A todos os professores, embora uns mais que outros, e docentes da instituição que trabalharam em prol do sucesso dos alunos, ao longo destes anos, mantendo todas as condições possíveis necessárias de aula, de espaço e de aprendizagem.

Num agradecimento mais especial, ao apoio dos meus pais, mas sobretudo ao apoio do meu irmão, pelo incentivo, pelo papel importante na presença que teve neste percurso até ao final desta última etapa.

Não podendo esquecer, a presença do Professor e Coordenador desta tese, prof. Mátió Inácio importante no decorrer desta tese, principalmente devido, não só, aos inúmeros percalços e contratempos que a situação que vivemos nos causou, mas também na ajuda e interajuda que houve, pela compreensão, preocupação e pela empatia perante a minha situação psicológica pessoal, apelando sempre ao incentivo e ao apoio.

Aos amigos mais chegados e mesmo quem já não está cá hoje, prestaram todo o apoio incondicional, suporte emocional de coragem e um ombro amigo.

Foi um ano difícil, com sobressaltos, com vontade de desistir, mas conseguimos chegar e apresentar este resultado final.

A todos, obrigado.

Resumo

A população mundial está a envelhecer rapidamente e o processo de envelhecimento traz desafios na capacidade de recuperar o equilíbrio, podendo provocar quedas, por meio de passos protetores, especialmente na direção lateral. Trabalhos anteriores sugeriram que este passo de proteção lateral durante a transferência de peso pode ser afetado por comprometimento da composição e desempenho muscular e do desempenho mais velhos.

A par de todas as condições em declínio inerentes ao envelhecimento, embora as causas da disfunção do equilíbrio e mobilidade são multifatoriais por natureza, conhecer quais os fatores mais associados a estas perturbações, como acontecem e porque acontecem será uma via de poder intervir nesta condição.

Este trabalho tem como objetivo principal, perceber mecanicamente o conceito e a causa em torno de uma perturbação de um equilíbrio, bem com analisar a relação os tipos de passos de recuperação do equilíbrio, a força e a importância dos mecanismos dos abdutores da anca nestes mesmos passos.

Passos, tipo de passo, transferência de peso, perturbações e controlo médio-lateral, performance muscular serão conceitos também abordados ao longo desta investigação.

Através deste estudo experimental, jovens vs. idosos, o objetivo será perceber em que influência estes mecanismos e que informações estes mecanismos neuromusculares, mais concretamente, dos abdutores (AB) da anca e de que modo se tornam responsáveis pela eficiência ou falta de eficiência no ato de recuperar o equilíbrio por meio de 1 passo lateral ou múltiplos passos e verificar as respetivas diferenças entre grupos ao longo de todas as variáveis presentes neste estudo,

Palavras-chave: envelhecimento; passos induzidos; equilíbrio; passos reativos; quedas; controlo médio-lateral;

Abstract

The world population is aging rapidly. As society ages, the incidence of physical limitations is increasing dramatically.

Falls and the incidence of falls in the elderly due to balance disorders is a recurrent subject in continuous study, so that it is possible to understand which mechanisms are aware of this problem.

Aging then brings challenges in the ability to regain balance, which can cause falls through protective steps, especially in the lateral direction. Previous work has suggested that this lateral protection step during weight transfer may be affected by impairment of older muscle composition and performance and performance.

Along with all the declining conditions inherent to aging, although the causes of balance dysfunction and dismobility are multifactorial in nature, knowing which factors are most associated with these disturbances, how they happen and why they happen will be a way to intervene in this condition.

The main objective of this work is to mechanically understand the concept and the cause around a disturbance of balance, as well as analyze the relationship between the types of steps to recover the balance, the strength, and the importance of the mechanisms of the hip abductors in these same steps.

Steps, type of step, weight transfer, disturbances and mediolateral control, muscle performance will also be discussed in this investigation.

Through this experimental study, young people vs. elderly people, the objective will be to understand how these mechanisms influence and what information these neuromuscular mechanisms, more specifically, from the abductor musculature (AB) of the hip and how they become responsible for the efficiency or inefficiency in the act of recovery the balance through 1 lateral step or multiple steps and verify the respective differences between groups along all the variables present in this study.

Key words: aging; induced steps; balance; reactive steps; falls; mediolateral control;

Índice

AGRADECIMENTOS	IV
Resumo	V
Lista de Abreviaturas e Símbolos	IX
Índice de Tabelas	XI
Índice de Figuras	XII
1. Introdução	1
1.1 Revisão da Literatura	3
Sistema Nervoso, Cérebro e Função	3
Sistema Muscular Esquelético	8
Equilíbrio e Quedas	11
Mecanismos Biomecânicos e Controlo Neuromuscular de Equilíbrio	15
Estratégias de Recuperação de Equilíbrio no Plano Frontal (médio-lateral)	18
1.2 Objetivo específico	22
1.3 Hipóteses	22
2. Métodos.....	23
2.1. Desenho do estudo inicial	23
2.2. Amostra.....	24
2.3. Protocolo Experimental.....	24
2.3.1. Passos induzidos	24
2.3.2. Limite de tolerância de equilíbrio (LTE)	25
2.3.3. Passo lateral induzido	25
2.4. Recolha de dados	26
a) Cinética	26
b) Cinemática.....	27
c) Eletromiografia de Superfície (EMG).....	27
2.5. Análise de dados	28
Variáveis analisadas:	28
2.6. Análise estatística	29
3. Resultados.....	29
3.1. Cinética	29
3.2. Cinemática	33
3.3. Eletromiografia de Superfície (EMG).....	36
4. Discussão.....	39
5. Conclusões e considerações finais	42
5.1. Conclusões e aplicações práticas	42
5.2. Limitações	43
5.3. Sugestões para futuras intervenções.....	43
6. Referências Bibliográficas	44

Lista de Abreviaturas e Símbolos

1PL - 1 Passo Lateral
AAP - Ajustes Posturais Antecipatórios
AB-AD - Abdutores-Adutores
ADD - Adutor Magnus
A/P - Antero-Posterior
BoS - Base de Suporte
CES-D - Center of Epidemiologic Studies Depression Scale
CMVI - Contração Máxima Voluntária Isométrica
CoG - Centro de Gravidade
CoM - Centro de Massa
CoP - Centro de Pressão
DC - Doenças Cardiovasculares
DL - Deslocamento Lateral
FC - Função Cardiovascular
FNDC - Fator Neutrófico Derivado do Cérebro
Fr - Força de Reação
FSST - Four Step Square Test
Gmed - Glúteo Médio
I - Idosos
J - Jovens
LTE - Limite de Tolerância de Equilíbrio
M/L - Médio-Lateral
MMSE - Mini Mental State Exam
MP - Múltiplos Passos
OMS - Organização Mundial de Saúde
PP - Pico de Potência
PT - Pico de Torque
SM - Sistema Muscular
SNC - Sistema Nervoso Central
SSP - Sistema Sensorial Periférico
TA - Taxa de Ativação
TAI - Tecido Adiposo Intramuscular

TDT - Taxa de Desenvolvimento de Torque

TFL - Tensor Faixa Látea

TPF - Taxa Produção de Força

Índice de Tabelas

Tabela 1. Demografia dos Participantes

Índice de Figuras

Figura 1. Ilustração da posição inicial do sujeito do protocolo e a postura dos pés em cada plataforma de força.

Figura 2. Robô controlado por um computador e configuração induzida para diferentes cargas iniciais para indução do passo lateral.

Figura 3. Ilustração do puxão pelo braço robótico pela cintura do participante.

Figura 4. Plataforma de forças AMTI.

Figura 5. NORAXON Telemetry DTS e os elétrodos diferenciais.

Figura 6. Intervalo da fase de transferência de peso para análises de dados.

Figura 7. Efeitos principais de tipos de passo de recuperação de equilíbrio M/L na taxa de produção de força dos abdutores da anca (N/s). * significativamente diferente de 1PL.

Figura 8. Efeitos principais de tipos de passo de recuperação de equilíbrio M/L na taxa de produção de força de reação vertical (N/s). * significativamente diferente de 1PL

Figura 9. Efeitos principais de tipos de passo de recuperação de equilíbrio M/L carga no início dos APAs (%). * significativamente diferente de 1PL.

Figura 10. Efeitos principais de tipos de passo de recuperação de equilíbrio M/L no • Pico de deslocamento lateral do CoP (m). * significativamente diferente de MP.

Figura 11. Efeitos principais de grupo durante a recuperação de equilíbrio M/L na taxa de produção de força dos abdutores da anca (N/s). * significativamente diferente dos idosos (I).

Figura 12. Efeitos principais de grupo durante a recuperação de equilíbrio M/L na taxa de produção de força de reação vertical (N/s). * significativamente diferente dos idosos (I).

Figura 13. Efeitos principais de grupo durante a recuperação de equilíbrio M/L na carga no início dos APAs (%). * significativamente diferente dos idosos (I).

Figura 14. Interações de grupo*tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na carga no início dos APAs. * significativamente diferente de Jovens MP; ** significativamente diferente de Idosos MP; † significativamente diferente de Idosos MP; ‡ significativamente diferente de Idosos 1PL.

Figura 15. Interações de grupo*tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L no pico de deslocamento lateral do CoP. * significativamente diferente de Jovens MP; † significativamente diferente de Idosos MP; ‡ significativamente diferente de Idosos 1PL.

Figura 16. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na posição do CoM no instante de iniciação do passo (m). * significativamente diferente de 1PL.

Figura 17. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na diferença do CoM e o CoP no pico de deslocamento lateral (m). * significativamente diferente de MP.

Figura 18. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na posição relativa do centro de massa no instante de iniciação do passo (m). * significativamente diferente de 1PL.

Figura 19. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L nas margens de estabilidade (m). * significativamente diferente de MP.

Figura 20. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na taxa de produção de torque (TPT) normalizado dos abdutores da anca. * significativamente diferente de 1PL.

Figura 21. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L no pico de potência (PP) concêntrico (CON) normalizado dos abdutores da anca. * significativamente diferente de 1PL.

Figura 22. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na diferença do CoM e o CoP no pico de deslocamento lateral (m). * significativamente diferente de idosos (I).

Figura 23. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na pico de torque normalizado dos abdutores. * significativamente diferente de idosos (I).

Figura 24. Interações de grupo*tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L diferença do CoM e o CoP no pico de deslocamento lateral (m). * significativamente diferente de Jovens MP; † significativamente diferente de Idosos MP; ‡ significativamente diferente de Idosos 1PL.

Figura 25. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na taxa de ativação (TA) normalizado do glúteo médio (Gm). * significativamente diferente de 1PL.

Figura 26. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na iniciação da ativação do tensor da fascia lata (TFL). * significativamente diferente de 1PL.

Figura 27. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na iniciação da ativação do glúteo médio (Gm). * significativamente diferente de 1PL.

Figura 28. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na taxa de ativação (TA) normalizado do tensor da fascia lata (TFL). * significativamente diferente dos jovens (J).

Figura 29. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na iniciação da ativação do glúteo médio (Gm). * significativamente diferente dos jovens (J).

1. Introdução

Nas últimas décadas, a esperança média de vida humana duplicou na maioria dos países desenvolvidos: melhor qualidade de água, alimentação, higiene estilo de vida, vacinação e melhores cuidados médicos, contribuem claramente para a redução da taxa mortalidade no início da vida (Partridge, Deelen, & Slagboom, 2018), verificando-se um conseqüente aumento da proporção desta população (Partridge et al., 2018). Estimaram ainda que, as mulheres aumentaram essa mesma esperança em mais 6 ou 7 anos em comparação com os homens (Balcombe & Sinclair, 2001).

Uma vez que as adaptações fisiológicas não são experienciadas da mesma forma com o avançar da idade, a Organização Mundial da Saúde (OMS) sugere ainda uma categorização dos indivíduos idosos em 3 faixas etárias - 1) envelhecimento (velhice precoce) - 60-74 anos, 2) a velhice (idade avançada) - 75 - 90 anos, 3) longevidade (longa vida) - 90 e mais (Dziechciaż & Filip, 2014).

O processo de envelhecimento está associado à deterioração física e condicionamento do indivíduo que leva a um aumento do risco de doenças e quedas que poderão levar a fraturas, hospitalização, incapacidade (Partridge et al., 2018) e até à morte (Balcombe & Sinclair, 2001; Brivio et al., 2019; Costantino, Paneni, & Cosentino, 2016; Hou et al., 2019; Kennedy et al., 2014; Partridge et al., 2018).

Não existe um indicador único específico que possa estimar o processo de envelhecimento e quando este acontece. Biologicamente, o envelhecimento pode ser definido como um processo contínuo desde a concepção ao término da vida (Balcombe & Sinclair, 2001; Brivio et al., 2019; Dziechciaż & Filip, 2014; Foo, Mather, Thalamuthu, & Sachdev, 2019).

Não é possível evitar o envelhecimento, mas é possível encontrar soluções de atenuar o processo e melhorar os seus efeitos de forma significativa (Partridge et al., 2018).

Considerando a complexidade de todo o processo, torna-se de extrema relevância evidenciar algumas das suas principais características.

A alta prevalência de condições crônicas incapacitantes, condicionam a qualidade de vida do indivíduo. Porém, é necessário perceber que o envelhecimento humano é complexo e individualizado (Dziechciaż & Filip, 2014), sendo caracterizada por uma maior diversidade na saúde, influenciada também por circunstâncias ambientais (Beard, de Carvalho, Sumi, Officera, & Thiyagarajana, 2017).

Embora a senescência seja inevitável, o declínio observado na performance aeróbia, neuromuscular e funcional vai depender do nível de atividade física/treino de cada um. Por

exemplo, indivíduos idosos muito ativos fisicamente conseguem apresentar capacidade aeróbia, performance neuromuscular e funcional semelhante a jovens adultos. Por exemplo, alguns indivíduos com 60 anos ou mais, podem ter capacidades e performances semelhantes a indivíduos de 20 a 30 anos, até bem perto de sua morte (Moore, Lami, & Said, 1991).

O envelhecimento é também um fator de risco para o desencadeamento de doenças crônicas, entre elas, a incidência de doenças cardiovasculares (DC) (Costantino et al., 2016; Kennedy et al., 2014; Partridge et al., 2018).

Um estudo estimativo mostrou-nos que em 2030, cerca de 27 milhões da população mundial com mais de 65 anos terá algum tipo de DC. e distúrbios metabólicos (Costantino et al., 2016).

Comportamentos de risco também contribuem para aumentar os efeitos do avançar da idade, como o consumo de tabaco, álcool e o sedentarismo. A OMS afirma ser importante combater os principais fatores de risco que contribuem para uma mortalidade prematura nos idosos.

Por sua vez, o envelhecimento não patológico é acompanhado por alterações biológicas, psicológicas e sociais que vão comprometendo as capacidades do sujeito, eventualmente traduzindo-se no declínio das funções corporais e várias alterações nos sistemas e órgãos (Balcombe & Sinclair, 2001; Brivio et al., 2019; Dziechciaż & Filip, 2014; Juan & Adlard, 2019; Moore et al., 1991).

Entre algumas das adaptações mais comuns ao envelhecimento, observamos alterações como perda da elasticidade da pele, declínio da função do sistema imunitário, desenvolvimento de arteriosclerose, formação de cataratas (Balcombe & Sinclair, 2001) e alterações hormonais (Brivio et al., 2019; Dziechciaż & Filip, 2014; Partridge et al., 2018; Wu, Delahunt, Ditroilo, Lowery, & De Vito, 2016). Adicionalmente, declínios na função visual com o envelhecimento são geralmente atribuídos às alterações anatômicas do globo ocular, como por exemplo, degeneração da retina pupila (Alghamdi, 2018; Nylén, Favero, Glimne, Teär Fahnehjelm, & Eklund, 2014), espessamento do cristalino (Nylén et al., 2014; Saftari & Kwon, 2018) e redução da velocidade de contratilidade da pupila (Rosenbloom & Morgan, 1993). Estas reduzem a qualidade da informação sensorial visual, impactando o processamento sensorial, e como consequência, impactando a função, mobilidade e equilíbrio (Saftari & Kwon, 2018).

No entanto, as adaptações associadas ao envelhecimento normal com maior impacto na mobilidade funcional e recuperação de equilíbrio ocorrem no sistema neuromuscular (Wu et al., 2016).

Por exemplo, com a idade avançada observamos uma redução da velocidade de condução neuronal e na quantidade disponível de neurónios motores (Barzilai, Schumacher, & Shiloh, 2017; Wyss-Coray, 2016). Concomitantemente, existem aumentos de massa gorda e reduções de massa muscular levadas a cabo pela perda seletiva de fibras de tipo II (Aagaard, Suetta, Caserotti, Magnusson, & Kjær, 2010; Wu et al., 2016). Estas adaptações neuromusculares levam a perdas de performance, em especial de taxa de produção de força e potência muscular (Varesco, Espeit, Feasson, Lapole, & Rozand, 2019). Estas perdas são mais acentuadas nos abdutores da anca, que são fundamentais para o controlo e recuperação do equilíbrio no plano frontal (Addison et al., 2017).

Torna-se então razoável assumir que estas adaptações tem um impacto significativo nas estratégias de recuperação de equilíbrio. Quando os indivíduos idosos perdem o equilíbrio, requerem geralmente um maior numero de passos reativos para evitar a ocorrência de uma queda, especialmente na direção medio-lateral (M/L) (Brian E. Maki & McIlroy, 1999). Este aumento de passos de recuperação aumenta o risco de quedas e advém da utilização de estratégias de passos reativos que não são biomecanicamente ideais, como é o caso da utilização de um único passo lateral (mais comum entre jovens), ou a utilização de passos cruzados (mais comum entre idosos) na recuperação de equilíbrio no plano frontal (Hilliard et al., 2008).

Embora as características de passos de recuperação de equilíbrio já estejam estudadas em detalhe, ainda não existe nenhum estudo que tenha avaliado as diferenças mecánicas de controlo neuromuscular e biomecânico em situações onde indivíduos conseguem recuperar o equilíbrio utilizando a “melhor” e a “pior” estratégia de passos de recuperação.

1.1 Revisão da Literatura

Sistema Nervoso, Cérebro e Função

Com o envelhecimento, é crucial conhecer as mudanças estruturais e fisiológicas inerentes ao sistema nervoso.

Disfunção neuronal associada à idade é devido a uma variedade de adaptações morfológicas e funcionais no sistema nervoso. Essas alterações macro e microscópicas são frequentemente associadas com mudanças estruturais nos neurónios. A atrofia cerebral ocorre durante o

processo de envelhecimento, principalmente no córtex pré-frontal e o hipocampo (Mattson & Magnus, 2006; Satoh, Imai, & Guarente, 2017). Especificamente, a perda de massa cinzenta é subcortical e cortical. A proporção cinza / branco muda durante a vida adulta, caindo de 1.28 aos 20 anos para um mínimo de 1.13 aos 50 anos e aumentando para os 1.55 aos 100 anos, o que sugere que a massa cinzenta é perdida nas décadas anteriores (entre 20 aos 50 anos) e que a massa branca é perdida na idade avançada (entre 70 a 90 anos) (Creasey & Rapoport, 1985).

O declínio progressivo das funções fisiológicas manifesta-se no sistema nervoso central (CNS), onde compromete todas as suas funções. A funcionalidade do cérebro é definida como o processamento de entrada / saída de respostas controlada pela ativação coordenada do sistema neural em circuitos das redes inter e intra-hemisférico (Barzilai et al., 2017).

Alguns estudos demonstram que a comunicação entre o cérebro e o músculo esquelético é prejudicada com o avançar da idade, o que levantava a hipótese de que muitas das mudanças neurológicas associadas à senescência estão mecanicamente ligadas ao músculo-esquelético e prejudicando desempenho em idosos (Amir, Weber, Beard, Bomyea, 2008)

O processo de declínio cognitivo gradual, mas detetável, está associado a perda neuronal, proliferação glial no córtex e a uma diminuição de peso bruto cerebral de 2-3% por década (Daniele, Giacomelli, & Martini, 2018).

Wyss-Coray (2016), reporta que o cérebro de indivíduos com 90 ou mais anos pesava 11% menos do que aqueles na casa dos 50 anos, o que indica que mais de 150g de tecido cerebral desapareceu com o avançar da idade.

À medida que as estruturas do cérebro envelhecem, a capacidade do cérebro para transmitir sinais é progressivamente prejudicada. A perda de neurônios dopaminérgicos no corpo resulta numa incapacidade associada à idade de atenuar o ruído neural (Mendonca, Pezarat-Correia, Vaz, Silva, & Heffernan, 2017).

Mais ainda, os resultados sugerem que o envelhecimento resulta em diminuição da excitabilidade cortical motora e plasticidade, que pode afetar a capacidade de ativação muscular voluntária, mudanças no desempenho físico global, abrangendo a resistência em exercício, recuperação ao exercício, o limiar anaeróbio, o consumo máximo de oxigênio (VO_{2peak}) e a força e potência neuromusculares, na população mais envelhecida (Mendonca et al., 2017).

O processo de declínio na capacidade de resistência é particularmente insidioso acima dos 60 anos e varia consideravelmente em função do sexo, especificidade da tarefa e a capacidade de treino individual. A partir dos 50 anos, o envelhecimento também implica uma deterioração da função neuromuscular, afetando a força e a potência musculares. A atrofia muscular,

juntamente com pequenos défices na estrutura e função do sistema nervoso e/ou na qualidade muscular intrínseca, que desempenha um papel importante no desenvolvimento da senescência neuromotora. A rigidez das grandes artérias aumenta em função da idade, desencadeando alterações subsequentes na hemodinâmica pulsátil e disfunções no sistema endotelial sistêmico (Mendonca et al., 2017). Mais ainda, esses resultados sugerem que o envelhecimento resulta em diminuição da excitabilidade cortical motora e plasticidade, que pode afetar a capacidade de ativação muscular voluntária em adultos mais velhos (Mendonca et al., 2017).

Disfunção e morte neuronal afetam negativamente ambos os neurónios pré e pós-sinápticos com os quais eles se comunicam (Mattson & Magnus, 2006) - processos fisiológicos em declínio, resultando em mudanças estruturais nos neurónios - por exemplo, a perda dramática de sinapses, neurónios e da funcionalidade do cérebro em regiões cerebrais específicas - bem como alterações em neurotransmissores recetores e mudanças nas propriedades eletrofisiológicas e mecanismos moleculares - O mecanismo patológico de “mudança de envelhecimento para neurodegeneração”, os danos ao DNA e mutações se acumulam ao longo do tempo e que esses danos têm consequências fenotípicas nos organismos. A estrutura do cromossoma também muda conforme os telómeros sofrem encurtamento progressivo relacionado à idade na maioria das células somáticas (Brivio et al., 2019; Daniele et al., 2018; Satoh et al., 2017).

No campo cognitivo, domínios como a capacidade de raciocínio, memória e velocidade de processamento, reação-resposta diminuem.

O fator neurotrófico derivado do cérebro (FNDC), é um mediador fundamental de processos dependentes da atividade do cérebro e têm um grande impacto sobre o desenvolvimento e plasticidade sináptica, brotamento axonal, proliferação da árvore dendrítica e diferenciação neuronal (Brivio et al., 2019; Daniele et al., 2018). O envelhecimento está altamente associado a uma diminuição da capacidade de resposta na expressão do FNDC (Brivio et al., 2019). Por exemplo, em habilidades simples como a aprendizagem, exercício físico, provenientes do estímulo promovido pelo FNDC tornam-se comprometidas (Brivio et al., 2019).

Similarmente, as mudanças plásticas nos circuitos neuronais sofrem declínios com o avançar da idade. Estas redes neurais são compostas de neurónios individuais, cada um dos quais se conecta a um subconjunto de outros neurónios para formar redes interconectadas. Onde se procurara as maiores mudanças plásticas é nas junções entre os neurónios, ou seja, nas sinapses (Kolb, Gibb, & Robinson, 2003).

Os domínios cognitivos específicos diminuem, como raciocínio, memória e velocidade de processamento (Juan & Adlard, 2019).

O envelhecimento está também associado a profundas mudanças estruturais no cérebro, incluindo muitas regiões-chave necessárias para o desempenho. Mudanças estruturais se dão além do córtex motor primário e também pode incluir o córtex pré-frontal, córtex, cerebelo e hipocampo (Mendonca et al., 2017). Adicionalmente, as perdas de função neuromuscular compreendem reduções na frequência máxima de ativação, ativação do músculo agonista, co-ativação do músculo antagonista e inibição espinhal (Aagaard et al., 2010).

As adaptações ao envelhecimento no sistema nervoso também se podem traduzir em défices de tempos de reação. Por exemplo, Meijer et al. (2009), mostrou que adultos de meia-idade (50-60 anos) apresentaram tempos de reação mais longos a uma tarefa de processamento de texto do que adultos mais jovens (25-35 anos), demonstrando que esse domínio cognitivo já é suscetível a declínio já a partir da meia-idade, condicionando a velocidade de processamento e memória (Juan & Adlard, 2019). Outro estudo (Juan & Adlard, 2019) mostrou que os adultos de meia-idade (faixa dos 50-60 anos) apresentaram tempos de reação maiores sobre uma tarefa de processamento de texto do que adultos mais jovens (faixa dos 25-35 anos), demonstrando que este campo já é suscetível a declínio na meia-idade.

Além destas mudanças cerebrais funcionais, a prática induz estas mudanças estruturais, como alterações nas estruturas regionais da massa cinzenta e branca do cérebro que são normalmente recrutadas durante o desempenho e execução uma tarefa (Pauwels, Chalavi, & Swinnen, 2018), então é seguro dizer que, o declínio destas mudanças, estará altamente associada a baixos níveis de mobilidade, função e execução de tarefas motoras.

Os défices na execução de tarefas, associado ao desempenho motor nos adultos mais velhos, estará ligado à disfunção dos sistemas nervosos central (SNC) e periférico (SNP), e também como ao sistema neuromuscular (SN). Estes défices refletem-se na dificuldade de coordenação, aumento da variabilidade de movimento, redução de velocidade do movimento e dificuldades com equilíbrio e marcha (Seidler et al., 2010).

Uma observação frequente é no aumento pronunciado na duração de um movimento numa variedade de tarefas. Observou-se que movimento fica mais lento com a idade em cerca de 15–30%. Esta desaceleração parece em parte ser estratégico, em que os adultos mais velhos enfatizam a precisão do movimento em prol do custo da velocidade de movimento (Seidler et al., 2010).

De uma forma simples, a perda da capacidade de adaptação pode ser o resultado de uma degeneração progressiva nos sistemas e mecanismos cruciais para a função sináptica adequada dentro do cérebro (Brivio et al., 2019).

Alterações da estrutura sináptica e/ou de função, perda drástica de sinapses, neurónios e funcionalidade do cérebro em regiões cerebrais específicas (Daniele et al., 2018) são, de facto, considerados um fator de risco potencial ou mesmo um determinante crítico para o aparecimento de vários distúrbios neuro-degenerativos comuns ao envelhecimento (Burke & Barnes, 2006; Juan & Adlard, 2019) como a depressão (Dziechciaż & Filip, 2014), Alzheimer (Brivio et al., 2019; Burke & Barnes, 2006; Hou et al., 2019), demência (Brivio et al., 2019) e Parkinson (Brivio et al., 2019; Burke & Barnes, 2006; Hou et al., 2019).

Algumas das adaptações fisiológicas que ocorrem no sistema nervoso em função do envelhecimento ocorrem em volta das sinapses neuronais responsáveis por manter a atividade neuronal eficiente e precisa (Brivio et al., 2019; Burke & Barnes, 2006; Satoh et al., 2017). Distrofia sináptica, perda da plasticidade sináptica (Barzilai et al., 2017), perda de neurónios e a perda de volume cerebral são algumas das alterações mais observadas no cérebro. Porém estas adaptações possuem uma variabilidade inter-individual considerável (Barzilai et al., 2017; Wyss-Coray, 2016). A atrofia neuronal no cérebro é acompanhada por ruído de sinal ligado a declínios na neurotransmissão dopaminérgica que degrada a comunicação entre os neurónios. Além disso, os circuitos de feedback sensório-motor que ajudam a regular a excitabilidade corticoespinal são prejudicados. Na periferia, há evidências de perda de unidades motoras (UM), atrofia axonal, desmielinização causado por danos oxidativos, e uma transmissão deficitária de informação efectora com a junção neuromuscular (Amir, Weber, Beard, Bomyea, 2008).

A atrofia neuronal, ocorre principalmente com envelhecimento. Por exemplo, Salat e colegas (2004) mostra-nos, com recurso a imagiologia, que a atrofia proeminente ocorre já logo na meia-idade em muitas regiões do córtex cerebral, incluindo o córtex motor primário (M1). Além das mudanças no tamanho geral do córtex motor, também há evidências de que existem diferenças relacionadas à idade na massa branca e comprimento de fibras nervosas mielinizadas (Amir et al. (2008).

Pannese (2011) examinou o tecido cerebral de 36 indivíduos com idades entre 18 e 93 anos e descobriram que os indivíduos perdem ~ 45% do comprimento da fibra mielinizada no cérebro, sendo esta redução particularmente pronunciada nas fibras nervosas menores.

O envelhecimento não só leva a limitações a nível morfológico e fisiológico do sistema nervoso, mas também na sua capacidade de regeneração. Por exemplo, existem evidências de que o processo de envelhecimento gera incapacidade de regenerar axónios devido a um declínio na taxa de transporte dos materiais necessários para regeneração axonal (Pannese, 2011). É possível dizer que essas mudanças no córtex cerebral afetem a conectividade cortico-cortical e corticoespinal e potencialmente levem à diminuição de performance muscular (Amir, Weber, Beard, Bomyea, 2008).

A nível celular, o envelhecimento do sistema nervoso é caracterizado por inflamação crescente, stress oxidativo, o aumento da instabilidade genómica, alterações metabólicas e destruição da homeostasia de proteínas - a desregulação da proteostase - que causa a acumulação de resíduos celulares e reduzida neurogênese (Daniele et al., 2018; Mattson & Magnus, 2006; Satoh et al., 2017). Essas evidências indicam que a capacidade do sistema neural comunicar com o músculo esquelético é prejudicada com o avanço da idade, levando a défices de performance muscular e eventualmente, a perdas de mobilidade funcional e aumento de risco de quedas (Amir, Weber, Beard, Bomyea, 2008).

Sistema Muscular Esquelético

Similarmente com o que acontece com outros sistemas, o processo de envelhecimento também leva a declínios no sistema muscular esquelético, que eventualmente resultam em perdas de massa muscular esquelética (sarcopenia) e desempenho neuromotor (dinapenia) (Mendonca et al., 2017).

Os mecanismos fisiológicos que contribuem para o declínio relacionado com a idade na força muscular, potência e resistência são multifatoriais, porém podem ser parcialmente mediados por mudanças na estrutura e função do músculo esquelético. Por exemplo, a massa muscular diminui em cerca de 30-50% entre as idades de 40 e 80 anos, com perdas relatadas na capacidade funcional de cerca de 3% a cada ano além dos 60 anos (Foo et al., 2019).

O envelhecimento também afeta outros mecanismos de coordenação intramuscular, como o potencial de ação/taxa de disparo que os neurónios motores descarregam, tendo um papel fundamental na produção de energia e contração muscular (Mendonca et al., 2017). A força muscular é geralmente avaliada pela quantificação do valor máximo de força que um grupo muscular produz durante uma única contração voluntária (Mendonca et al., 2017). Sabe-se também que a produção de força decresce mais rápido que a massa muscular (Wu et al., 2016).

Embora a força muscular diminua após o quinto década de vida, a maior taxa de declínio foi mostrada para ocorrer após 60 anos (Aniansson, Hedberg, Henning, & Grimby, 1986). Dados de estudos longitudinais indicam que, a partir de então, o declínio relacionado à idade na força muscular ocorre a uma taxa de 2–5% ao ano (Larsson, Grimby, & Karlsson, 1979). Mais ainda, Amael et al. (2014) reportam que a magnitude da perda de força muscular é maior no membro inferior do que no membro superior.

A perda de força também é mais evidente em ações musculares concêntricas e isométricas do que naquelas envolvendo contrações excêntricas. Portanto, é evidente que baixos níveis de força muscular afetam a capacidade dos idosos de realizar ações motoras envolvendo os membros inferiores (por exemplo, andar, subir escadas e / ou descer), aumentando assim o risco de queda nesta população específica (Rubenstein, 2006).

A perda gradual de massa muscular foi identificada como a principal causa da diminuição da força muscular (Mendonca et al., 2017).

A perda de massa muscular com o envelhecimento é dada por um aumento no conteúdo intramuscular de tecido não muscular (tecido adiposo e conjuntivo), que também pode afetar de forma independente as propriedades contráteis do músculo (aumento da infiltração de tecido contrátil como colagénio e gordura) e a resistência ao exercício (Aagaard et al., 2010; Csapo, Malis, Sinha, Du, & Sinha, 2014; Us, 2016). A perda progressiva de fibras musculares é amplamente responsável pelo declínio da massa muscular com o envelhecimento (Lexell, Taylor, & Sjöström, 1988). Esta perda indica que a redução da força muscular total é um processo mais estritamente regulado por parâmetros quantitativos do que qualitativos que afetam a da função contrátil da fibra muscular (Mendonca et al., 2017).

Associado à diminuição da força/função muscular em idosos - ou seja, alterações na arquitetura muscular como as características da rigidez dos tecidos, reduções no número e no tamanho das fibras musculares individuais, especialmente as fibras do tipo II (Aagaard et al., 2010; Wu et al., 2016). Até o momento, a perda de fibras musculares depois dos 50 anos não demonstrou ser totalmente reversível por qualquer forma de treino, o que sugere que o envelhecimento progressivo da massa muscular esquelética não é completamente evitável (Mendonca et al., 2017). A atrofia muscular relacionada à idade parece ser particularmente acentuada nas fibras do tipo II (Mendonca et al., 2017; Purves-Smith, Sgarioto, & Hepple, 2014) e em contraste, o tamanho do tipo fibras I (ou seja, contração lenta) não muda consideravelmente (Mendonca et al., 2017). Além disso, foi demonstrado que o tipo de fibras musculares IIB tendem a ser mais afetadas do que as do tipo IIA (Larsson et al., 1979). Apesar

de não ser a principal causa de atrofia muscular, a diminuição do tamanho da fibra muscular também contribui para a sarcopenia (Essen-Gustavsson & Borges, 1986; Lexell et al., 1988; Mendonca et al., 2017; Trappe et al., 2003).

Em adição, sabe-se que o aumento da idade afeta a composição do tipo de fibra: o número de fibras é reduzido, e a distribuição do tipo de fibra em toda a seção transversal do músculo é alterado. Isso parece ser acompanhado por uma redução no número de unidades motoras e um aumento no tamanho das unidades motoras lentas sobreviventes (Mendonca et al., 2017), devido ao processo de denervação e re-inervação colateral com o aumento da idade (Lexell, Downham, & Sjöström, 1986).

No sistema músculo-esquelético também o tamanho das unidades motoras constituintes é alterado. Especificamente, o número de fibras musculares que cada neurónio motor inerva fica mais reduzido, e propriedades funcionais dessas mesmas unidades motoras ficam alteradas (Ciciliot, Rossi, Dyar, Blaauw, & Schiaffino, 2013).

Uma unidade motora compreende um único neurónio periférico e suas fibras musculares inervadas. Eles servem como o "caminho comum final" para todos os comandos motores. O envelhecimento compromete mudanças morfológicas, fisiológicas e comportamentais nas unidades motoras (Amir, Weber, Beard, Bomyea, 2008).

A redução do número de unidades motoras, combinadas com o fortalecimento das restantes, afeta o recrutamento das mesmas e diminui a capacidade de discriminar a força com precisão, por isso os idosos apresentam um quadro de desempenho diminuído na maioria das tarefas que envolvem o sistema de controlo motor fino (Mendonca et al., 2017).

O envelhecimento leva também a alterações na rigidez muscular. Um fator para explicar a sua redução pode ser a perda dos sarcómeros em série devido à redução do comprimento das fibras. Em termos funcionais, esses decréscimos da rigidez músculo-articular e da rigidez muscular em adultos mais velhos podem ter impactos prejudiciais como na capacidade de recuperar rapidamente o equilíbrio durante perturbações posturais repentinas, pois um sistema de tecido mais complacente pode falhar em resistir às articulações repentinas e/ou deslocamentos de forma rápida e eficaz, portanto, potencialmente aumentando o risco de quedas e mais défices de desempenho muscular em geral (Wu et al., 2016).

As células-satélite também são afectadas com o processo de envelhecimento normal. Estas desempenham um papel principal na regulação do crescimento e regeneração e controlo da massa muscular (Alexander, 1961). Ativação, proliferação e diferenciação dessas células representam elementos importantes que participam do aumento do número de mionúcleos,

renovação de proteínas e hipertrofia muscular. Adultos mais velhos mostram uma diminuição do número de células satélite por fibra muscular do que adultos mais jovens e, assim, uma redução miogénica potencial. A ativação de células satélites, bem como o equilíbrio metabólico entre o anabolismo e o catabolismo do tecido muscular, é dependente de vários reguladores químicos (Alexander, 1961; Schiaffino, Dyar, Ciciliot, Blaauw, & Sandri, 2013). A miostatina exerce uma influência negativa no crescimento muscular (Schiaffino et al., 2013). Vários estudos mostraram que os níveis de miostatina sérica aumentam substancialmente nos idosos, causando assim uma maior inibição da ativação de células satélite afetando, principalmente as fibras do tipo II - fator contributivo para a perda seletiva destas fibras e conseqüentemente, para a sarcopenia, (Lee, 2004; Yarasheski, Bhasin, Sinha-Hikim, Pak-Loduca, & Gonzalez-Cadavid, 2002).

Possivelmente mais relevante que as perdas de força máxima, a capacidade de produzir força rapidamente é fortemente impactada com o processo de envelhecimento. Está relacionada com realização de atividades diárias e especialmente ao risco de queda em idosos. Uma componente fundamental para o desenvolvimento de força rápida (potência muscular) é a taxa de produção de força, que por sua vez, possui grande dependência da ativação neuromuscular (Varesco et al., 2019).

Na verdade, reduzida potência muscular está associada a um risco três vezes maior de défices de mobilidade funcional e equilíbrio (Bean et al., 2010), constatando ainda mais as descobertas anteriores que também indicavam ser um melhor preditor de quedas entre os indivíduos mais velhos da comunidade (Bean et al., 2010; Skelton, Kennedy, & Rutherford, 2002). Assim, sua deterioração com o envelhecimento pode levar a uma diminuição dramática da independência e qualidade de vida.

Em suma, a perda significativa de massa muscular e de desempenho muscular (redução da força muscular máxima, mas especialmente de potência e taxa de produção de força), traduz-se numa redução funcional para atividades típicas da vida diária, como levantar de uma cadeira, subir escadas e no controlo e recuperação de equilíbrio (Aagaard et al., 2010; Janssen, Heymsfield, & Ross, 2002).

Equilíbrio e Quedas

Dois terços da massa corporal está localizada a dois terços da altura do corpo acima do solo, tornando o corpo humano, um sistema biomecanicamente instável. Para combater esta instabilidade, possuímos um sistema de controlo em continua ação (Winter, 1995). Dessa

forma, é de elevada relevância conhecer a mecânica e controlo neuromuscular associados ao controlo do equilíbrio.

As quedas são maior causa de mortalidade e morbidade em idosos (Ambrose, Paul, & Hausdorff, 2013), e a segunda maior causa de mortes acidentais depois dos acidentes de trânsito em todo o mundo. Estima-se que 646.000 pessoas morram anualmente de quedas em todo o mundo (Saftari & Kwon, 2018). Quedas são consideradas um problema significativo de saúde pública (Jalali, Gerami, Heidarzadeh, & Soleimani, 2015) e afetam uma em cada três adultos com mais de 65 anos anualmente (Hausdorff, Rios, & Edelberg, 2001; Jalali et al., 2015) e 50% dos adultos com mais de 80 anos de idade (Inouye, Brown, & Tinetti, 2009; Moore et al., 1991). Mais ainda, 20-30% desses, sofrem lesões moderadas a graves, interferindo na sua capacidade de viver comunidade e ainda necessitar de internação e um aumento do risco de morte (Ambrose et al., 2013). Uma pequena percentagem de quedas (10-15%) resulta em grandes lesões nos tecidos moles, mas 5-10% resulta em fraturas, traumatismos cranianos ou lesões nas articulações (Jalali et al., 2015; Nordell et al., 2000). Além de danos físicos, cuidadores e familiares próximos a esses idosos têm maior prevalência de transtornos psicoemocionais (Abreu et al., 2015).

De acordo com Desforges et al (1989) , dois terços de incidentes de quedas em adultos mais velhos são potencialmente evitáveis e podem ser atribuídos a uma multitude de fatores de risco (Hausdorff et al., 2001).

Entre fatores de risco de quedas podemos encontrar: mudanças no campo sensorial (Jalali et al., 2015), visão alterada ou diminuída (Resnick, Galik, Gruber-Baldini, & Zimmerman, 2012), controlo motor e neural (Ambrose et al., 2013; Lord, Delbaere, & Sturnieks, 2018; Saftari & Kwon, 2018), deterioração do sistema músculo-esquelético (Jalali et al., 2015), declínio, especialmente da atenção e disfunção executiva, falta de confiança na caminhada (Kelsey et al., 2010), alterações no equilíbrio e da marcha (Ambrose et al., 2013; Cuevas-Trisan, 2017; Saftari & Kwon, 2018) e o uso de medicamentos psicotrópicos (Balcombe & Sinclair, 2001; M.E & C., 2010; Resnick et al., 2012) que comprometem o complexo motor da performance (Jalali et al., 2015) ao atuarem diretamente sobre SNC (Resnick et al., 2012).

Outros fatores intrínsecos incluem deficiência física, como visão diminuída ou alterada, doença articular degenerativa e doenças neurológicas que afeta a função e / ou marcha e equilíbrio durante a marcha. A deficiência cognitiva pode resultar numa falta de perceção ou perturbada em relação às capacidades e ao espaço e segurança subjacentes. Em situações diárias, como as idas à casa de banho com mais frequência e situações de urgência devido

incontinência urinária (Abreu et al., 2015), resultam em transferências de peso desadequadas e deambulação ao tentar chegar à casa de banho (Resnick et al., 2012), aumentando consequentemente a probabilidade de ocorrência de uma queda.

Fatores extrínsecos ou ambientais contribuem para quedas em alguns espaços. Alturas da cama e cadeira que desviam do recomendado 80% a 120% do comprimento da perna podem resultar na diminuição da função executiva bem como colocar diretamente o indivíduo em risco de cair (Resnick et al., 2012). Além disso, iluminação insuficiente, piso escorregadio e dispositivos auxiliares inseguros ou inadequados também são agravantes (Resnick et al., 2012).

Cada vez mais, fatores externos versus internos estão a ser mais considerados, especialmente porque pode haver um aumento no risco de quedas em ambientes externos (Kelsey et al., 2010). Num estudo retrospectivo (Nordell, Jarnlo, Jetsen, Nordstrom, & Thorngren, 2000) com 332 pacientes idosos verificaram que mais de metade dos pacientes que sofreram uma fratura distal do antebraço caiu ao ar livre, enquanto dois terços dos pacientes com fratura da anca caíram dentro de casa.

Geralmente, as quedas entre adultos mais velhos ocorrem durante a caminhada (Hausdorff et al., 2001). O padrão de marcha em idosos tende a ser mais rígido e menos coordenado com controle da postura muito deficitária (Ambrose et al., 2013).

Adicionalmente, o declínio na velocidade de marcha é causado por uma diminuição no comprimento do passo, em vez de uma mudança na cadência (Pirker & Katzenschlager, 2017). Estas alterações na capacidade de equilíbrio e controlo da marcha, condicionadas por todas as funções em anteriormente descritas, são sugeridos como os principais e prevalentes fatores condicionantes em idosos (Saftari & Kwon, 2018).

Consequentemente, pessoas mais velhas com equilíbrio e marcha mais limitados também mostram níveis de atividade física mais baixo, redução da independência e pior qualidade de vida (Lord et al., 2018).

O equilíbrio e a marcha dependem de uma representação sensorial interna do corpo no espaço para planear e coordenar os movimentos (Lord et al., 2018). O input sensorial dos diversos sistemas permitem uma avaliação, momento a momento, do estado postural e sua relação no meio (Lord et al., 2018). É também uma relação entre funções que permitem rápida e precisa mudança/resposta para evitar uma queda (Cuevas-Trisan, 2017). A capacidade de transferir o peso medio-lateralmente e andar com segurança depende da coordenação entre os sistemas sensoriais, sistema nervoso central e periférico, músculo-esquelético (M.E & C., 2010).

Capezuti et al. (1998) mostrou que a maioria das quedas eram resultado de transferência da cama, da cadeira e da casa de banho. Por sua vez, Lord et. al (2018) identificou que reduzido equilíbrio e limitações na marcha em idosos estava também associado a dificuldades em tarefas de mobilidade mais simples, incluindo subir escadas e levantar-se da posição sentada.

Robinovitch e colegas (2013) no seu estudo observacional com 130 indivíduos, idade média de 78 anos, analisaram 227 quedas em contexto real. Mesmo quando a maioria das quedas observadas ocorreu durante deambulação (54 de 227 quedas, 24%), a causa mais frequente das quedas foi a transferência incorreta de peso na direção M/L, que foi responsável por 41% (93 de 227) das quedas, seguido por tropeçar (48, 21%), bater em algo (25, 11%), perda de suporte (25, 11%), e colapso (24, 11%). O escorregar foi responsável por apenas 3% (seis) das quedas observadas. As duas atividades seguintes associadas à maior proporção de quedas foram enquanto estavam quietos de pé (29 quedas, 13%) e ao sentar (28 quedas, 12%).

Embora a maioria dos estudos anteriores de predição de quedas tenham se concentrado no equilíbrio e no desempenho da marcha envolvendo o plano de movimento antero-posterior (A/P), há evidências de que os efeitos do envelhecimento no equilíbrio podem ser acentuados na direção M/L. Por exemplo, em adultos mais velhos, as medidas de oscilação postural M/L foram associadas a quedas anteriormente relatadas e também ao risco futuro de quedas e quedas recorrentes (Hilliard et al., 2008). No entanto, testes mais dinâmicos, como passos voluntários rápidos, desafia também os aspetos da estabilidade do controlo M/L, proporcionando uma melhor previsão de quedas (Hilliard et al., 2008).

As limitações do envelhecimento na recuperação do equilíbrio M/L, através da utilização de passos reativos, são particularmente relevantes para o risco de queda. Durante o desequilíbrio, dar passos reativos, representa uma estratégia de proteção comumente executada para recuperar o equilíbrio. Existem outras estratégias menos comuns e eficazes, como agarrar objetos próximos para evitar quedas, ou estender rapidamente os braços para absorver o impacto de uma queda. Após desafios externos ao equilíbrio em pé na direção M/L, os idosos usam mais passos para recuperar o equilíbrio do que os adultos mais jovens (Hilliard et al., 2008).

Com o processo de envelhecimento, as estratégias de recuperação de equilíbrio M/L por passos são alteradas. Passam de um único passo lateral (comum entre jovens) para passos cruzados (comuns em idades mais avançadas). Estas últimas estratégias, são menos otimizadas e levam a colisões frequentes entre os membros, com características alteradas do primeiro passo e movimentos posturais do tronco. Essas observações enfatizam que os idosos podem ser

particularmente vulneráveis à instabilidade lateral que pode aumentar o risco de queda (Hilliard et al., 2008).

Do ponto de vista biomecânico, o controle do equilíbrio M/L é dependente da produção de torque e potência dos abdutores-adutores da anca. Deficiências nesses fatores neuromusculares podem contribuir para esta instabilidade lateral (Hilliard et al., 2008; Brian E. Maki, Edmondstone, & McIlroy, 2000).

Mecanismos Biomecânicos e Controle Neuromuscular de Equilíbrio

O equilíbrio é a capacidade de manter o centro de massa (CoM) de um corpo dentro da base de suporte (BoS) com mínimo balanço postural (Han & Goleman, Daniel; Boyatzis, Richard; Mckee, 2019). É um termo genérico e redutor que descreve a dinâmica da postura corporal para evitar o desequilíbrio, relacionando-se às forças inercias que agem sobre os diferentes segmentos corporais e o corpo como um todo (D. Winter, 1995). Ainda, Maki e McIlroy (1996) referem equilíbrio como um estado em que o corpo está em repouso, ou movendo-se em velocidade constante, ou executando um padrão de movimento repetível.

Para entender o equilíbrio é necessário perceber em que componentes este se insere.

O denominado CoM de um corpo define-se como a área de contato único entre o corpo e uma BoS ou, se houver mais de um contato com a superfície de suporte, a área envolvendo todos os contatos com essa mesma BoS (Pollock, Durward, Rowe, & Paul, 2000). A projeção vertical do CoM no solo é frequentemente chamada de centro de gravidade (CoG) (Winter, 1995), porque a força gravitacional devida ao peso do corpo também atua através deste ponto (Maki & McIlroy, 1996).

O centro de pressão (CoP) é a localização do ponto do vetor de força de reação vertical do solo. Representa uma média ponderada de todas as pressões sobre a superfície de a área em contato do corpo com o solo (D. Winter, 1995). O deslocamento do CoP pode ser usado como uma medida biomecânica para estabilizar as reações posturais (Maki & McIlroy, 1996)

A BoS representa a área do corpo que entra em contato com o ambiente e, portanto, permite que suportam as forças de reação do solo a serem geradas. Para manter a postura ereta estável (sem balançar e ou pisar) o centro de massa do corpo deve permanecer dentro dos limites da base de suporte definida pelos pés (ou seja, a área circunscrita pelas margens externas dos pés) (Maki & McIlroy, 1996).

De uma forma mais complexa do equilíbrio este pode ser descrito pelo movimento do CoM do corpo inteiro, a distância do eixo de rotação ao CoM permanece constante, e as excursões

do CoM são pequenas em relação a essa distância. O vetor da força de gravidade está localizado no CoM, apontando verticalmente para baixo. A pressão nos pés pode ser representada por um único vetor de força de reação do solo (Fr), localizado no CoP. Em objetos animados, a posição do CoP pode ser voluntariamente variada por meio da ação muscular, no plano sagital pelos flexores plantares e dorsiflexores do tornozelo ("estratégia do tornozelo"), no plano frontal pela estrutura da anca (os flexores e extensores da anca para o controlo antero-posterior e os abdutores e adutores para o controlo M/L). A posição do CoP é confinada a uma área limitada, a BoS ou área de suporte, vagamente igual à área abaixo e entre os pés (na posição de dois pés). Isso ocorre porque a força de reação do solo é, na verdade, o resultado de uma distribuição de pressão sob o pé ou os pés (Hof, Gazendam, & Sinke, 2005).

Pessoas mais velhas são, portanto, mais propensas a usar estratégias de marcha protetoras. Como a performance muscular fica limitada com o envelhecimento, assim como a propriocepção e a visão, a oscilação corporal aumenta. Em pessoas mais jovens, essa influência pode ser compensada pela ativação de grupos musculares ao redor e acima do tornozelo. Os idosos transferem esta compensação para os grupos de músculos proximais ao redor da anca devido à perda de propriocepção distal. Isso requer um aumento dependência de aferentes vestibulares, que sofrem menos mudança durante o processo de envelhecimento (Pirker & Katzenschlager, 2017).

Esteja o corpo em movimento, ou estacionário, o fundamento da manutenção do equilíbrio é manipular as posições relativas ao CoM e do CoP dentro da BoS, controlando assim o torque no corpo devido a gravidade e para que este permaneça em pé (Lott, 2019).

A manutenção do equilíbrio é alcançada por uma sequência de controlo. A mecânica do corpo humano fornece alguma resistência a uma perturbação através da elasticidade dos ligamentos, tendões e músculos que estabilizam as articulações, particularmente nos tornozelos, joelhos e anca. Além disso, para que mantenha a postura, o equilíbrio requer um comando motor gerado pela integração de informação visual, vestibular e proprioceptivo, por experiência e conhecimento (Nutt, Marsden, & Thompson, 1993).

A coordenação da postura e movimento é um importante requisito para realizar tarefas diárias e que ambos devem ser executados simultaneamente. Logo, há a necessidade constante de uma performance eficaz do movimento, mantendo o equilíbrio e uma postura apropriada (Han & Goleman, Daniel; Boyatzis, Richard; Mckee, 2019).

Um fator que está diretamente relacionado é a necessidade da integridade dos mecanismos centrais e periféricos para a manutenção do perfeito funcionamento do controlo neuromotor (Han & Goleman, Daniel; Boyatzis, Richard; Mckee, 2019).

Do ponto de vista neurofisiológico, o equilíbrio envolve uma interação de sistemas de informativos sensoriais entre o sistema vestibular, somatossensorial e o sistema visual. O sistema vestibular fornece informações sobre a posição da cabeça em relação à gravidade e também sobre o movimento através da aceleração linear e angular da cabeça. As informações relativas ao movimento dos segmentos corporais em relação uns aos outros são fornecidas por meio do sistema somatossensorial sobre a posição do corpo e por proprioceptividade, cutânea e articulações. O sistema visual fornece informações sobre a posição do corpo e velocidade em relação ao ambiente/espaco (Berg, 1989).

O sistema sensorial periférico (SSP) e os sistemas motores são necessários para a manutenção do equilíbrio e marcha. Neste sentido, as informações proprioceptivas, vestibulares e visuais são cruciais (Nutt et al., 1993).

O equilíbrio corporal pode ser alterado pela redução do feedback sensorial aferente, de um controlo motor preciso ou insuficiências de força e instabilidade mecânica da anca, joelho e tornozelo (Tsigkanos, Gaskell, Smirniotou, & Tsigkanos, 2016).

Durante perturbações de marcha ou postura, as informações de feedback são enviadas através das fibras aferentes para a medula espinhal por fusos musculares que detetam um alongamento e velocidade de alongamento do músculo-esquelético. Os neurónios motores alfa e gama transferem as informações de volta para a musculatura e o fuso muscular (respetivamente), levando a contração muscular e controlo postural. Nos casos em que as vias de feedback sensório-motor são disfuncionais, a atividade muscular aumenta numa tentativa mais ineficiente de manter o equilíbrio (Tsigkanos et al., 2016).

Perturbações internas resultam de movimento voluntário do corpo, como levantar os braços ou dobrar tronco. Nessas situações, a resposta do sistema neuromuscular é proactiva e antecipatória para proteger contra desequilíbrio (ajustes posturais antecipatórios, APAs). O CNS é totalmente ciente dos problemas de controlo do sistema multissegmentar e a coordenação entre segmentos que pode facilitar controlo do equilíbrio. Aqui, as análises biomecânicas são importantes, o sistema nervoso central (SNC) reconhece a necessidade de estabilizar a articulação mais próxima de perturbação primeiro (D. Winter, 1995).

Estratégias de Recuperação de Equilíbrio no Plano Frontal (médio-lateral)

Distúrbios na função de equilíbrio postural e um aumento na probabilidade de quedas são ocorrências comuns durante o processo natural de envelhecimento humano (Pai, Rogers, Patton, Cain, & Hanke, 1998). Prevenir uma queda muitas vezes requer o aumento da BoS com um passo rápido e rápido para desacelerar o desequilíbrio do centro de massa do corpo. A recuperação do equilíbrio muitas vezes não é eficaz, conforme indicado pela alta taxa de quedas (Gray, Yang, Fujimoto, McCombe Waller, & Rogers, 2019).

A fim de manter o equilíbrio, o controle pode ocorrer de forma proactiva antes de uma perturbação próxima previsível ou reactivamente em resposta a uma força externa agindo sobre o corpo. Os mecanismos pelos quais o SNC antecipa ou rapidamente deteta uma instabilidade e reage é diferente em ações proactivas ou voluntariamente iniciadas do que no controle de equilíbrio reativo. Controle proactivo que acompanha movimentos voluntários que são estimativas de uma percepção de ameaça da instabilidade e envolvem redes corticais e subcorticais (Gray et al., 2019).

Existem várias estratégias para recuperar o equilíbrio, cuja eficácia depende da magnitude da perturbação. Entre elas, a estratégia do tornozelo, aplica-se na postura quieta e durante pequenas perturbações e prevê que os flexores plantares / dorsiflexores do tornozelo atuam sozinhos para controlar o pêndulo invertido, a perturbação aplicada. Durante perturbações mais vigorosas, ou quando os músculos do tornozelo não podem atuar, as estratégias de anca responderiam flexionando a anca e movendo o CoM posteriormente, ou, estendendo a anca para mover o CoM anteriormente (Runge, Shupert, Horak, & Zajac, 1999). Runge et al. (1999) mostra que combinar estratégias de tornozelo e anca ao tentar resistir a uma perturbação, parece acontecer de forma normal.

Uma vez que a localização do COP em cada pé é um reflexo direto do controle neural dos músculos do tornozelo, o aumento da atividade do flexor plantar move o CoP anteriormente, aumentando a atividade e inversor, move-o lateralmente (Gupta, Puri, Jain, Bali, & Anand, 1986).

Assim, Winter e colegas (1996) sugere dois diferentes mecanismos de controle postural para o equilíbrio no plano sagital e frontal em que o equilíbrio antero-posterior (A/P) é mantido por controle do tornozelo (plantar / dorsiflexor), enquanto que no plano medio-lateral (M/L) o equilíbrio é mantido pelo controle da anca, pelo mecanismo abdutor-adutor (AB-AD) (Henry, Fung, & Horak, 1998).

O controlo de equilíbrio A/P requer colaboração entre os flexores plantares e os flexores dorsais. O CoP sob cada pé se moverá para frente e para trás em sincronização quase completa; entretanto que, qualquer componente M/L se move pelos inversores /eversores e moverá o CoP sob os dois pés na mesma direção medial ou lateral (Gupta et al., 1986).

Horak e Nashner (1986) incluem estratégias de tornozelo e anca, como sendo importantes no fornecimento de uma defesa precoce contra a perda de equilíbrio. No entanto, as estratégias com alteração de BoS (como passos protetivos) têm o potencial de fornecer uma maior contribuição para a estabilidade funcional em perturbações de equilíbrio de magnitudes moderadas e vigorosas, permitindo que uma nova BoS seja estabelecida e que se transpor o CoP rapidamente para a frente do xCoM para o desacelerar e neutralizar o movimento.

Um passo é uma reação prevalente e funcional à perda de equilíbrio e um elemento implícito ao controlo postural que só recentemente começou a receber a devida atenção. É provável que uma alteração na capacidade ou défice de executar reações e passos compensatórios é um fator importante que contribui para a instabilidade, perda de confiança sobre a capacidade de equilíbrio (Brian E. Maki & McIlroy, 1999).

Passos reativos podem ocorrer em antecipação a queda iminente, ou em reação a um movimento horizontal do CoM em direção aos limites da BoS (Pai et al., 1998).

O controlo do equilíbrio requer aumentos e reduções adaptativas na BoS associadas aos passos reativos (Okubo, Schoene, & Lord, 2017).

As adaptações nas estratégias de passos protectores/reativos com o envelhecimento podem ser uma consequência de declínios na capacidade músculo-esquelética, função sensorial e/ou processamento neural (Brian E. Maki & McIlroy, 1999).

Independentemente da natureza da perturbação, um requisito básico para manter o equilíbrio estático é que a posição horizontal do CoM deve ser segurada dentro dos limites do BoS estabelecida pelos apoios. Assim, a localização do CoM, em relação ao BoS, é considerada uma variável crítica que é controlada pelo sistema neuromuscular na manutenção da postura e equilíbrio (Brian E. Maki & McIlroy, 1999). Para manter a estabilidade durante o movimento, também é necessário ter em consideração a velocidade horizontal do CoM (Brian E. Maki & McIlroy, 1999). Uma vez que esta vai alterar a posição estimada do CoM relativamente à BoS (CoM extrapolado - xCoM) (Hof et al., 2005).

Quando o CoM se encontra acelerado, em alguns casos, a desaceleração causada pelo avanço do CoP não é suficiente para evitar que o xCoM acabe por avançar além dos limites de

estabilidade. Quando isto acontece, a aceleração muda de sinal, o que significa que o CoM será agora mais acelerado, uma vez que o CoP se encontra agora atrás do mesmo (Hof et al., 2005).

Dessa forma, quando $xCoM > BoS_{max}$, estamos perante um caso de instabilidade. Neste cenário, nenhum movimento do CoP poderá impedir que o CoM passe para fora do BoS, assim sendo, para evitar uma queda existe a necessidade de mudar a BoS através de um passo reativo ou mover o tronco e/ou braços em relação ao CoM (Hof et al., 2005).

Os problemas no controlo da estabilidade lateral podem ser particularmente relevantes dada a prevalência de quedas laterais em adultos mais velhos e as ligações com o risco de fraturas na anca (Brian E. Maki & McIlroy, 1999). O controlo médio-lateral do equilíbrio demonstrou ser um melhor preditor de quedas em idosos do que a estabilidade médio-lateral (Henry et al., 1998).

Num estudo prospetivo envolvendo 100 residentes de lares para idosos (idades de 62-96 anos), os sujeitos relataram que caíram lateralmente, ao contrário de outras direções, em 44% de 95 quedas (Maki, McIlroy, 1996). Um outro estudo retrospectivo de 142 indivíduos (com idades entre 50-95) que relataram quedas durante os 4 meses anteriores descobriram que 23% das quedas ocorreram na direção lateral (O'Neill et al., 1994), onde a abdução e adução da anca parece ser predominantes no controlo da estabilidade (Maki & McIlroy, 1996).

A perda de equilíbrio lateral envolve exigências biomecânicas únicas que afetam as características do passo de proteção (ou passo reativo) M/L. Por exemplo, quando uma perturbação no equilíbrio lateral move o CoM em relação ao BoS, a perna contra-lateral à direção da à perturbação inicialmente, sofre descarga passiva, enquanto o membro ipsilateral sofre uma carga passiva. Os adultos mais velhos costumam usar estratégias envolvendo o membro descarregado passivamente, como as estratégias de passo cruzado (para frente ou para trás) ou uma sequência de passo médio-lateral (Inacio, Creath, & Rogers, 2019; Maki, McIlroy, 1996; Brian E. Maki & McIlroy, 1999). Embora a elevação do membro do solo para passos cruzados seja menos exigente do que para passos laterais, onde é necessária uma descarga ativa do membro do passo carregado passivamente, os passos cruzados envolvem mais tempo de apoio de membro único (postura unipodal) e uma trajetória do movimento do membro mais complexa, e um controlo do CoM muito preciso dentro de um BoS muito estreito (largura do pé) na aterragem do pé (Addison et al., 2017).

Comparado com adultos jovens, Inacio et al. (2019) mostrou que os adultos mais velhos possuem limitações de performance máxima neuromuscular dos abdutores da anca, que se traduziram numa recuperação de equilíbrio M/L menos eficaz.

Addison et al. (2017), num estudo experimental reporta-nos que os músculos abdutores da anca são essenciais para controlar o movimento no plano frontal e estabilizar a pelve/tronco para manter a postura ereta durante as tarefas de equilíbrio mais exigentes, especialmente durante uma postura unipodal.

O mesmo estudo, ao observar os níveis de tecido adiposo intramuscular (TAI), massa magra e várias variáveis de produção de torque dos abdutores da anca, concluiu que mais elevados de TAI e redução de torque dos abdutores da anca, podem ter contribuído para a preferência pelo uso de passos direcionados medialmente para iniciar a recuperação do equilíbrio lateral às custas de não conseguir executar passos transversais (cruzados) biomecanicamente mais estáveis.

1.2 Objetivo específico

Comparar os mecanismos biomecânicos e de controlo neuromuscular quando o equilíbrio médio-lateral é recuperado através de um passo lateral (1PL) ou múltiplos passos (MP), em jovens (J) e idosos (I).

1.3 Hipóteses

H_{1a}: Tanto para jovens como para idosos, a recuperação com um único passo lateral elicitará exigências biomecânicas e de controlo neuromuscular significativamente diferentes da recuperação do equilíbrio médio-lateral com múltiplos passos.

H_{1b}: Os mecanismos de controlo biomecânico e neuromuscular não serão diferentes entre jovens e os idosos quando estes recuperam o equilíbrio médio-lateral com um único passo lateral ou múltiplos passos.

2. Métodos

2.1. Desenho do estudo inicial

O desenho do estudo inicialmente passaria por outro tipo de metodologia.

Dentro do mesmo tema, a importância da taxa de produção de força dos abdutores na prevenção de quedas e estratégias do tipo de passos de recuperação em idosos.

A metodologia passava pelo recrutamento de ~60 participantes, acima dos 65 anos, com histórico ou não de quedas nos 12 meses anteriores, posteriormente reportado num questionário retrospectivo.

Através de medidas clínicas, testes e questionários de autorrelato, excluía-se participantes com distúrbios neurológicos, uso de sedativos, índice de massa corporal acima de 30, défice cognitivo < 24, obtido através de um teste quantitativo em subconjuntos como a compreensão, leitura, escrita, orientação e habilidades de desenho - MMSE (Mini Mental State Exam) (Monroe & Carter, 2012), quadro de depressão < 16, sendo este obtido pelo CES-D (Center of Epidemiologic Studies Depression Scale) (Thomas, Jones, Scarinci, Mehan, & Brantley, 2001), como um teste de autorrelato associado às áreas inerentes de um quadro clínico depressivo como o humor deprimido, sentimento de culpa e inutilidade, desamparo, desesperança, distúrbios no sono e até do apetite ao longo do tempo, o Fall Scale - FES-I, questionário de medida para avaliar a sensibilidade de medo e preocupação nas diferentes atividades do dia-a-dia (Yardley et al., 2005); (Delbaere et al., 2010).

Outros testes clínicos de mobilidade funcional como o mini-BESTest uma medida de avaliação com base nos sistemas de controlo postural e de equilíbrio (Di Carlo, Bravini, Vercelli, Massazza, & Ferriero, 2016), e FSST (Four Step Square Test) que avaliaria o equilíbrio e o risco de quedas, que desafia o complexo do comportamento motor e sequência, avaliando a destreza motora do indivíduo perante obstáculos baixos mas em velocidade (Langford, 2015); (Moore & Barker, 2017).

A análise da variável da força, teste TPF (taxa de produção de força) que avaliaria a taxa de produção de força máxima dos abdutores do quadril através de um teste prático com recurso a células de carga.

Devido a muitos contratempus face à situação pandémica ao longo deste ano, obrigou a mudar e a adaptar o nosso estudo e reorganizar dentro do mesmo tipo de estudo e de resultados que pretenderíamos estudar, mas de uma base de dados previamente recolhidos de um estudo de desenho seccional.

2.2. Amostra

O estudo realizado *a priori* tinha recrutado 15 jovens (J) e 15 idosos (I) saudáveis e os critérios de exclusão semelhantes aos do projeto inicial. Todos os participantes tinham assinado um consentimento informado aprovado pelo comitê de ética.

Tabela 1. Demografia dos Participantes

	Jovens Adultos (n=15)	Idosos (n=15)
Idade (anos)	29.1 ± 1.1	71.3 ± 0.9
Altura (m)	1.74 ± 0.03	1.70 ± 0.02
Peso (kgs)	70.0 ± 3.6	80.4 ± 4.1
IMC	23.0 ± 0.7	27.7 ± 2.2

2.3. Protocolo Experimental

2.3.1. Passos induzidos

Os participantes idosos, realizaram todos os protocolos em 2 sessões, uma delas para experimentação e familiarização do teste, para minimizar quaisquer efeitos de surpresa e/ou reação de “pânico” que poderiam afetar o comportamento dos passos destes mesmos indivíduos. A recolha dos dados foi apenas realizada na segunda sessão de testes.

Durante este protocolo, colocou-se um arnês de segurança nos indivíduos para evitar quedas e um cinto, preso à volta da cintura do sujeito, que posteriormente os puxaria (criando as perturbações de equilíbrio M/L). Adicionalmente, cada individuo foi instruído a iniciar todos os ensaios com um pé numa plataforma de força (A) e o outro noutra plataforma de força (B) (Figura 1a) e após a perturbação de equilíbrio, recuperarem sempre com apenas um passo lateral.

Para reduzir e controlar a fadiga dos idosos, períodos de descanso foram facultados periodicamente e sempre que o participante solicitava.

Os protocolos de passos induzidos foram realizados com a ajuda de um braço robótico controlado por um computador que aplicava os puxões, através do cinto que envolvia a cintura do sujeito (Figura 2).

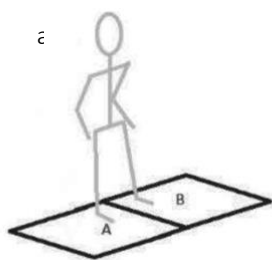


Figura 1. Ilustração da posição inicial do sujeito do protocolo e a postura dos pés em cada plataforma de força.

2.3.2. Limite de tolerância de equilíbrio (LTE)

O protocolo consistiu na avaliação do "limite de tolerância de equilíbrio" inicial (LTE) (Yungher et al., 2012), onde os participantes foram sujeitos a um total de 40 puxões pela cintura (5 tentativas x os 2 lados x 4 magnitudes de puxão) com o objetivo de avaliar qual a magnitude média em que o puxão resultava em mais que um passo (MP) como resposta (Yungher et al., 2012).

Durante todo o teste, foi instruído aos sujeitos que reagissem naturalmente e prevenir-se de cair.

2.3.3. Passo lateral induzido

Neste teste, os indivíduos foram instruídos a recuperar o equilíbrio com apenas um único passo lateral (1PL). De forma a tentar isolar a resposta de recuperação com um único passo lateral, uma área alvo foi localizada a 55-65% do comprimento da perna do sujeito (Yungher et al., 2012).

Este protocolo compreendeu 5 tentativas x os 2 lados, num total de 10 ensaios. Os puxões pela cintura foram também executados pelo mesmo braço robótico controlado pelo computador e o feedback foram fornecidos por um ecrã que forneceu informações da plataforma de força (Figura 2).

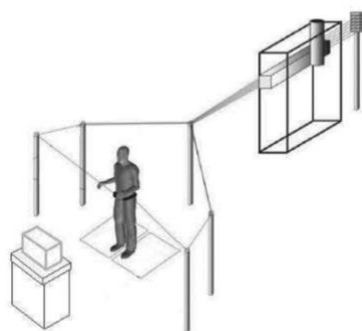


Figura 2. Robô controlado por um computador e configuração induzida para diferentes cargas iniciais para indução do passo lateral.

Antes de cada puxão, foi solicitado aos sujeitos a deslocar seu peso para o lado apropriado para que correspondesse a 50% do peso corporal do participante em cada pé.

As perturbações de equilíbrio foram elicitadas apenas quando os participantes tinham 50% do peso corporal em cada perna e os mesmos foram instruídos para recuperar o equilíbrio com apenas 1PL (Figura 3).

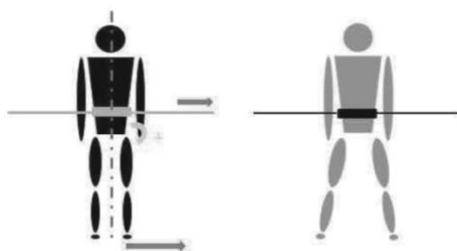


Figura 3. Ilustração do puxão pelo braço robótico pela cintura do participante (cortesia Inacio et al., 2019)

Para reduzir a antecipação e a adaptação postural para uma direção específica, realizou-se ao longo de 4 tentativas (2 ensaios x os 2 lados) que foram introduzidas aleatoriamente, com a mesma magnitude, mas oposta ao lado pré-carregado.

2.4. Recolha de dados

a) Cinética

Durante o protocolo de passo lateral induzido, os dados cinéticos foram capturados por duas plataformas de forças Advanced Mechanical Technology Inc. (AMTI, Watertown, MA, Figura 4).

Estas plataformas de força são capazes de medir as forças de reação do solo e respectivos momentos de força tridimensionalmente, formando uma superfície de caminhada contínua, configurada para permitir a análise de diversas formas de passo, caminhar e corrida (Riley, Paolini, Della Croce, Paylo, & Kerrigan, 2007). Estes valores foram capturados a uma frequência de 600Hz.



Figura 4. Plataforma de forças AMTI.

b) Cinemática

Dados cinemáticos de corpo inteiro foram registados por um sistema de captura de movimento (VICON, Los Angeles, CA) a uma frequência de captura de 120Hz. Os marcadores reflexivos, detetáveis pelo sistema de captura de movimento, foram colocados bilateralmente no pé, tornozelo, joelho, anca, ombros e cabeça (ponto médio e centro de ossos parietais e ponto mais lateral dos ossos temporais). Assim, um modelo de sete segmentos foi criado (pé bilateral, canela, coxa e o segmento CBT (cabeça + braços + tronco)).

c) Eletromiografia de Superfície (EMG)

Os padrões de ativação muscular foram registados usando um NORAXON Telemetry DTS, um sistema EMG sem fio (NORAXON, Scottsdale, AZ) (Figura 5.). Os elétrodos diferenciais foram colocados na pele devidamente preparada e posicionado de acordo com as diretrizes estabelecidas para minimizar a impedância da pele e maximizar a condução do sinal (De Luca, Donald Gilmore, Kuznetsov, & Roy, 2010; De Luca, Kuznetsov, Gilmore, & Roy, 2012). Os músculos selecionados para esta avaliação foram o glúteo médio (Gmed), o tensor da fáscia lata (TFL) e adutor magnus (ADD). Os sinais eletromiográficos brutos foram obtidos a uma frequência de 1500Hz.



Figura 5. NORAXON Telemyo DTS e os elétrodos diferenciais.

2.5. Análise de dados

Todas as análises de dados para a tarefa de passo lateral induzido, focaram-se na fase de transferência de peso (Figura 6), concentrando-se no intervalo desde o início da perturbação do equilíbrio até ao instante em que o primeiro pé sai do solo (Inacio et al., 2019).

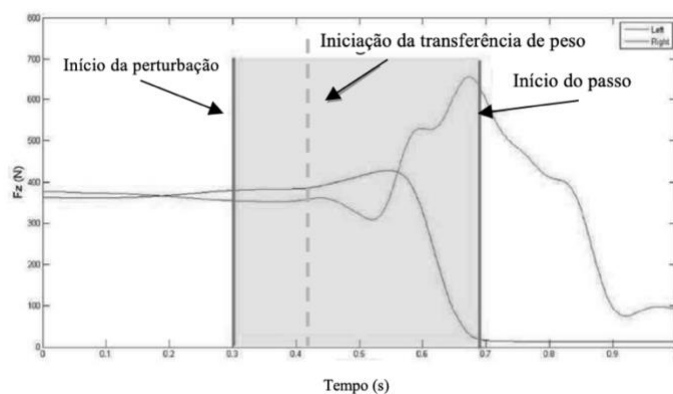


Figura 6. Intervalo da fase de transferência de peso para análises de dados (cortesia Inacio et al., 2019).

Variáveis analisadas:

a) Cinética

- Taxa de Produção de Força dos Abdutores da Anca;
- Taxa de Produção de Força da Reação Vertical;
- Carga no Início dos Ajustes Posturais Antecipatórios;
- Pico de Deslocamento Lateral do CoP;

b) Cinemática

- CoM no instante de iniciação do passo;
- Diferença do CoM e o CoP no pico de deslocamento lateral;
- Posição relativa do CoM no instante de iniciação do passo;
- Margens de estabilidade;

- Pico de Torque normalizado dos Abdutores da Anca;
- Taxa de Produção de Torque normalizado dos Abdutores da Anca;
- Pico de Potência concêntrica normalizada dos Abdutores da Anca;

c) Eletromiografia de Superfície (EMG)

- Taxa de ativação normalizada do Glúteo Médio;
- Taxa de ativação normalizada do Tensor da Fascea Lata;
- Iniciação da ativação do Tensor da Fascea Lata;
- Iniciação da ativação do Glúteo Médio;

2.6. Análise estatística

A análise estatística foi realizada com o programa SPSS v.22 (IBM, Armonk, NY). Valores de estatística descritiva descritos nos resultados representam média \pm erro padrão da média. De forma a testar efeitos principais de grupo e tipos de passos, assim como potenciais interações, um modelo linear de efeitos misturados (linear mixed effects model) foi utilizado, com uma significância de $p < 0.05$.

3. Resultados

3.1. Cinética

Foram observados efeitos principais de tipos de passos de recuperação, onde os resultados foram geralmente superiores ($p < 0.05$) quando apenas um passo lateral (1PL) foi realizado, quando comparado com os ensaios onde a recuperação de equilíbrio foi atingida através de múltiplos passos (MP) nas seguintes variáveis:

- Taxa de produção de força dos abdutores da anca ($135.797 \pm 6.901\text{N/s}$ vs. $43.404 \pm 20.397\text{N/s}$, 1PL e MP respectivamente, Figura 7);
- Taxa de produção de força de reação vertical ($1162.304 \pm 54.873\text{N/s}$ vs. $553.398 \pm 157.063\text{N/s}$, 1PL e MP respectivamente, Figura 8);
- Carga no início dos ajustes posturais antecipatórios (APA) ($0.557 \pm 0.003\%$ vs. $0.495 \pm 0.009\%$, 1PL e MP respectivamente, Figura 9);
- Pico de deslocamento lateral do centro de pressão (CoP) foi superior na recuperação com MP ($0.57 \pm 0.003\text{m}$ vs. $0.144 \pm 0.008\text{m}$, 1PL e MP respectivamente, Figura 10).

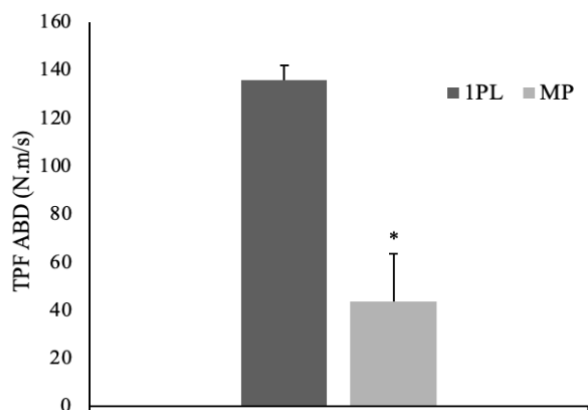


Figura 7. Efeitos principais de tipos de passo de recuperação de equilíbrio M/L na taxa de produção de força dos abdutores da anca (N/s). * significativamente diferente de 1PL.

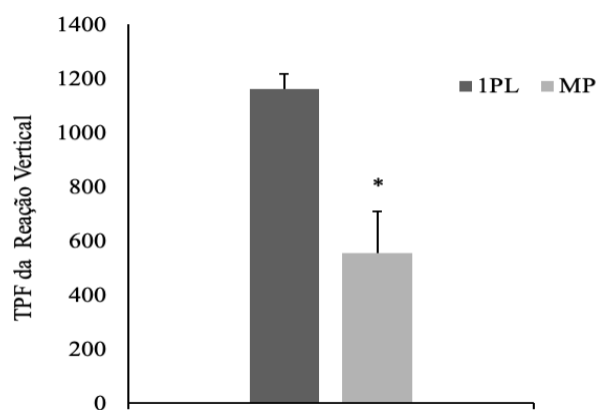


Figura 8. Efeitos principais de tipos de passo de recuperação de equilíbrio M/L na taxa de produção de força de reação vertical (N/s). * significativamente diferente de 1PL.

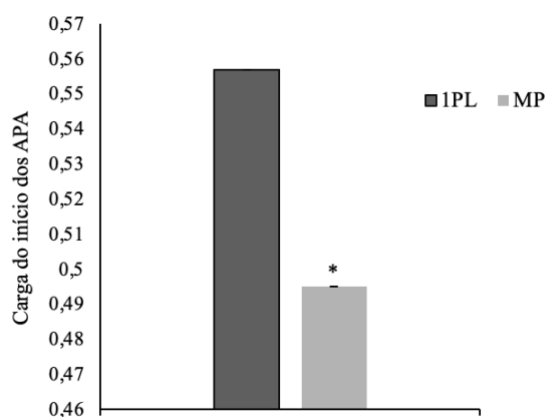


Figura 9. Efeitos principais de tipos de passo de recuperação de equilíbrio M/L carga no início dos APAs (%). * significativamente diferente de 1PL.

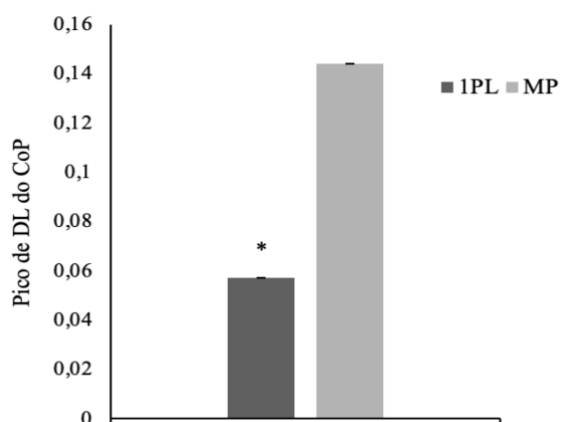


Figura 10. Efeitos principais de tipos de passo de recuperação de equilíbrio M/L no Pico de deslocamento lateral do CoP (m). * significativamente diferente de MP.

Foram também identificados efeitos principais de grupo, onde os valores foram superiores no grupo dos idosos ($p < 0.05$) nas seguintes variáveis:

- Taxa de produção de força dos abdutores da anca (40.134 ± 19.375 N/s vs. 139.067 ± 9.394 N/s, J e I respetivamente, Figura 11);
- Taxa de produção de força de reação vertical (1336.363 ± 74.570 N/s vs. 379.338 ± 148.726 N/s, I e J respetivamente, Figura 12);
- Carga no início dos ajustes posturais antecipatórios (APA) ($0-500 \pm 0.009\%$ vs. $0.551 \pm 0.004\%$, J e I respetivamente, Figura 13);

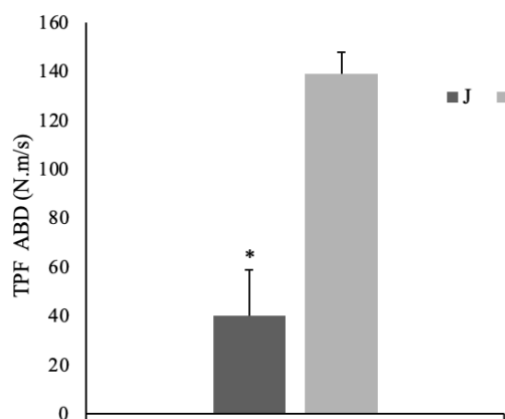


Figura 11. Efeitos principais de grupo durante a recuperação de equilíbrio M/L na taxa de produção de força dos abdutores da anca (N/s). * significativamente diferente dos idosos (I).

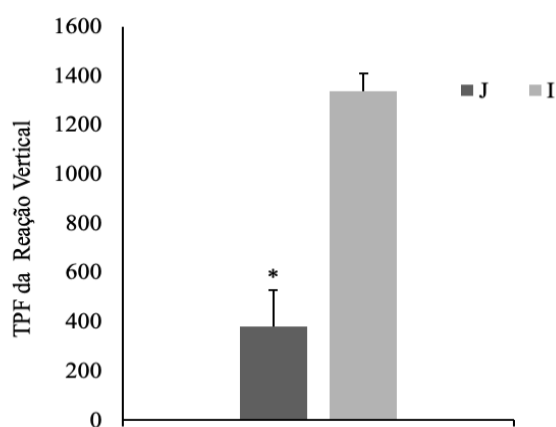


Figura 12. Efeitos principais de grupo durante a recuperação de equilíbrio M/L na taxa de produção de força de reação vertical (N/s). * significativamente diferente dos idosos (I).

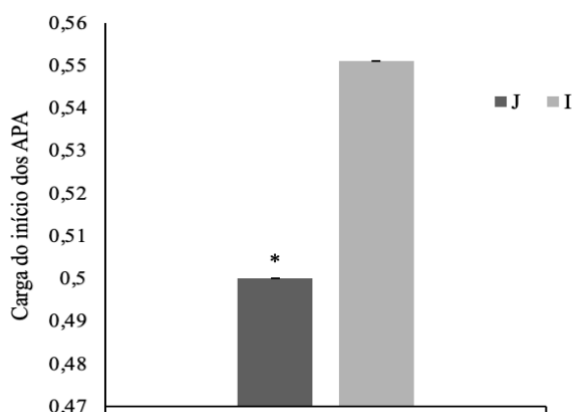


Figura 13. Efeitos principais de grupo durante a recuperação de equilíbrio M/L na carga no início dos APAs (%). * significativamente diferente dos idosos (I).

Na carga de início dos ajustes posturais antecipatórios (APA) foi também observada interações significativas de grupo*tipos de passos de recuperação de equilíbrio (Figura 14), onde os jovens e os idosos quando recuperaram com apenas um passo lateral, tiveram uma carga significativamente maior que quando os mesmos recuperaram com múltiplos passos, ($0.550 \pm 0.005\%$ vs. $0.450 \pm 0.017\%$, J1PL e JMP respectivamente, $p < 0.01$) e ($0.564 \pm 0.005\%$ vs. $0.539 \pm 0.008\%$, IMP e IMP respectivamente, $p < 0.05$). Os jovens quando recuperaram com múltiplos passos, mostraram uma carga significativamente inferior que os idosos quando estes também recuperaram o equilíbrio com múltiplos passos ($0.450 \pm 0.017\%$ vs. $0.539 \pm 0.008\%$, JMP e IMP respectivamente, $p < 0.05$). A mesma diferença foi observada quando 1PL foi utilizado para recuperar o equilíbrio M/L ($0.550 \pm 0.005\%$ vs. $0.564 \pm 0.005\%$, J1PL E I1PL respectivamente, $p < 0.05$).

Outra interação significativa de grupo*tipos de passos de recuperação de equilíbrio foi identificada para o pico de deslocamento lateral do centro de pressão (Figura 15), onde os jovens e os idosos que recuperaram o equilíbrio com apenas 1 passo lateral, tiveram um pico de deslocamento do centro de pressão significativamente menor que os mesmos quando recuperaram com múltiplos passos, ($0.035 \pm 0.004m$ vs. $0.156 \pm 0.015m$, J1PL e JMP respectivamente, $p < 0.01$) e ($0.080 \pm 0.004m$ vs. $0.132 \pm 0.006m$, I1PL e IMP respectivamente, $p < 0.01$). Adicionalmente, os jovens que recuperaram apenas com 1 passo lateral, tiveram um deslocamento lateral do centro de pressão significativamente menor que os idosos que também recuperaram com 1 passo lateral ($0.035 \pm 0.004m$ vs. $0.80 \pm 0.004m$, J1PL e I1PL respectivamente, $p < 0.01$).

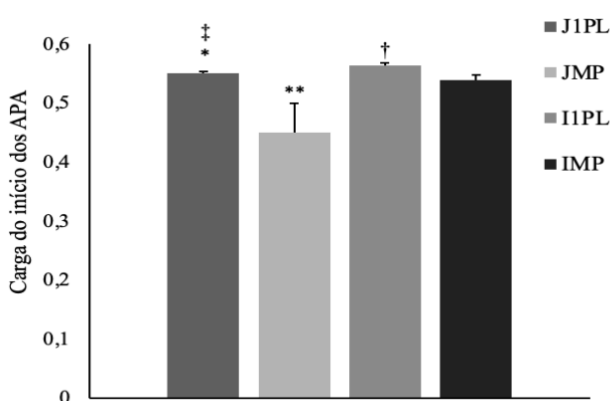


Figura 14. Interações de grupo*tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na carga no início dos APAs. * significativamente diferente de Jovens MP; ** significativamente diferente de Idosos MP; † significativamente diferente de Idosos MP; ‡ significativamente diferente de Idosos 1PL.

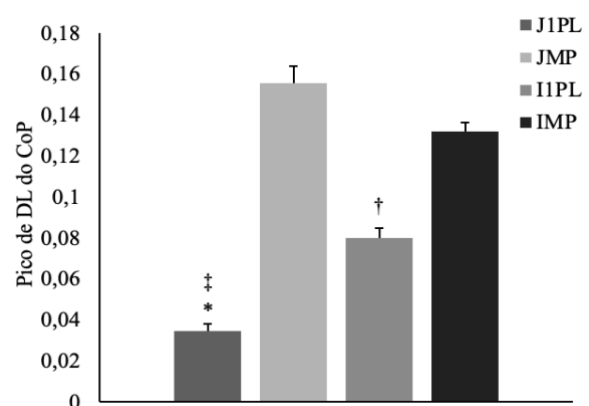


Figura 15. Interações de grupo*tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L no pico de deslocamento lateral do CoP. * significativamente diferente de Jovens MP; † significativamente diferente de Idosos MP; ‡ significativamente diferente de Idosos 1PL.

3.2. Cinemática

Foram observados efeitos principais de tipos de passos de recuperação, onde na generalidade os valores foram superiores ($p < 0.05$) quando apenas um passo lateral (1PL) foi realizado, em comparação com os ensaios com múltiplos passos (MP) de recuperação de equilíbrio, nas seguintes variáveis:

- Posição do CoM no instante de iniciação do passo ($0.089 \pm 0.002\text{m}$ vs. $0.042 \pm 0.006\text{m}$, 1PL e MP respectivamente, Figura 16);
- Diferença do CoM e o CoP no pico de deslocamento lateral onde MP obtiveram resultados superiores ($0.041 \pm 0.003\text{m}$ vs. $0.113 \pm 0.007\text{m}$, 1PL e MP respectivamente, Figura 17);
- Posição relativa do centro de massa no instante de iniciação do passo ($0.247 \pm 0.005\text{m}$ vs. $0.176 \pm 0.016\text{m}$, 1PL e MP respectivamente, Figura 18);
- Margens de estabilidade onde MP obtiveram resultados superiores ($0.083 \pm 0.014\text{m}$ vs. $0.044 \pm 0.005\text{m}$, MP e 1PL respectivamente, Figura 19);
- Taxa de produção de torque (TPT) normalizado dos abdutores da anca (0.652 ± 0.087 vs. 1.029 ± 0.028 , MP e 1PL respectivamente, Figura 20);
- Pico de potência concêntrico (CON) normalizado dos abdutores da anca (0.115 ± 0.004 vs. 0.031 ± 0.013 , 1PL e MP respectivamente, Figura 21);

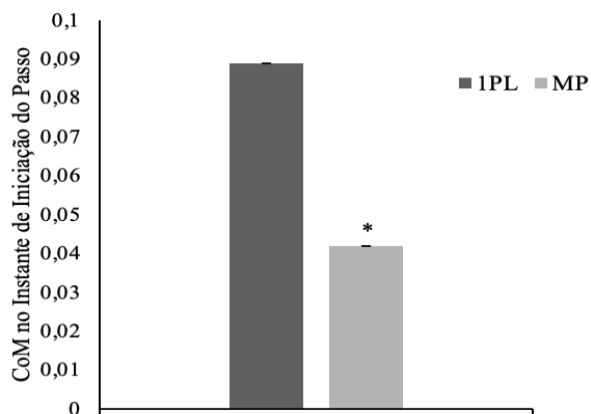


Figura 16. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na posição do CoM no instante de iniciação do passo (m). * significativamente diferente de 1PL.

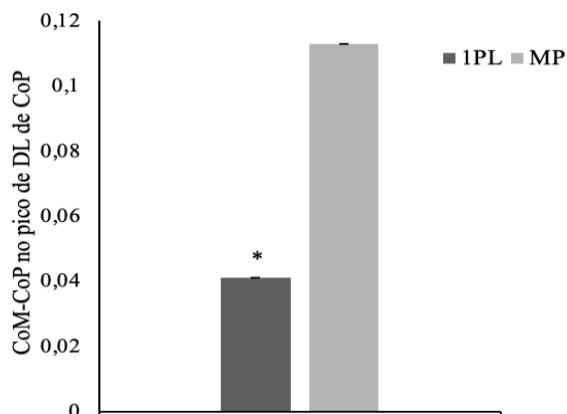


Figura 17. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na diferença do CoM e o CoP no pico de deslocamento lateral (m). * significativamente diferente de MP.

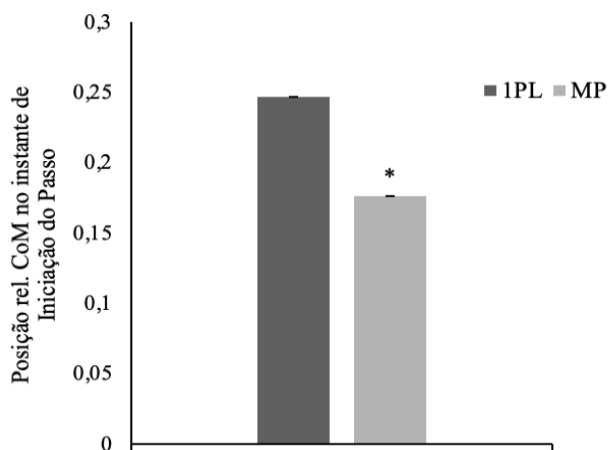


Figura 18. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na posição relativa do centro de massa no instante de iniciação do passo (m). * significativamente diferente de 1PL.

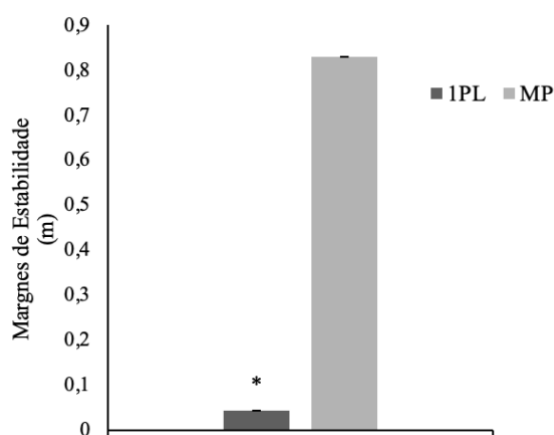


Figura 19. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L nas margens de estabilidade (m). * significativamente diferente de MP.

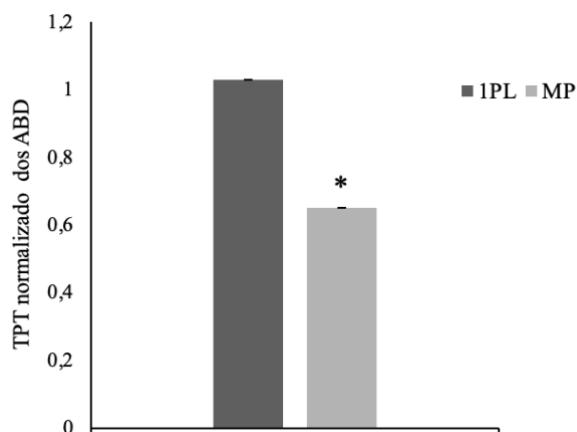


Figura 20. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na taxa de produção de torque (TPT) normalizado dos abdutores da anca. * significativamente diferente de 1PL.

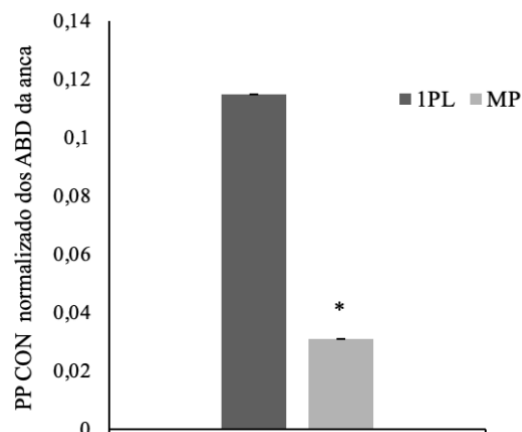


Figura 21. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L no pico de potência (PP) concêntrico (CON) normalizado dos abdutores da anca. * significativamente diferente de 1PL.

Também foram encontrados efeitos principais de grupo, onde os valores foram superiores no grupo dos idosos ($p < 0.05$) nas seguintes variáveis:

- Diferença do CoM e o CoP no pico de deslocamento lateral ($0.069 \pm 0.007m$ vs. $0.085 \pm 0.004m$, I e J respectivamente, Figura 22);
- Pico de torque normalizado dos abdutores (0.101 ± 0.003 vs. 0.054 ± 0.006 , I e J respectivamente, Figura 23);

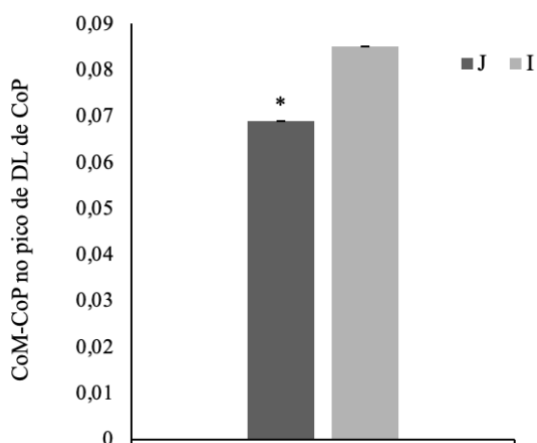


Figura 22. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na diferença do CoM e o CoP no pico de deslocamento lateral (m). * significativamente diferente de idosos (I).

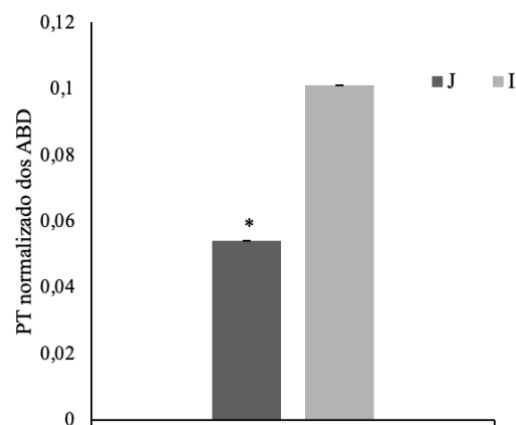


Figura 23. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L no pico de torque normalizado dos abdutores. * significativamente diferente de idosos (I).

Uma interação ($p < 0.05$) de grupo*tipos de passos de recuperação de equilíbrio foi também observada para a diferença do CoM e o CoP no pico de deslocamento lateral (Figura 24), onde os jovens e os idosos que recuperaram com 1 passo lateral tiveram uma menor diferença entre o CoM e o CoP do que os mesmos quando recuperaram o equilíbrio com múltiplos passos ($0.020 \pm 0.004\text{m}$ vs. $0.119 \pm 0.014\text{m}$, J1PL e JMP respectivamente, $p < 0.01$; 0.062 ± 0.004 vs. 0.108 ± 0.006 , I1PL e IMP respectivamente, $p < 0.01$).

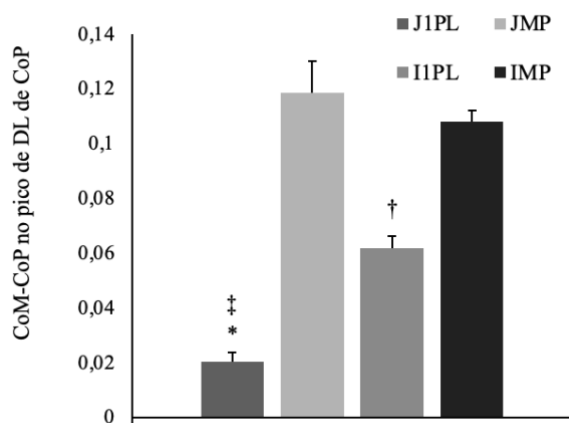


Figura 24. Interações de grupo*tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L diferença do CoM e o CoP no pico de deslocamento lateral (m). * significativamente diferente de Jovens MP; † significativamente diferente de Idosos MP; ‡ significativamente diferente de Idosos 1PL.

3.3. Eletromiografia de Superfície (EMG)

Quanto aos dados electromiográficos, foram identificados efeitos principais de tipos de passos de recuperação, onde os valores quando apenas um passo lateral (1PL) foi realizado foram superiores ($p < 0.05$), em comparação com os ensaios de múltiplos passos (MP) de recuperação de equilíbrio, nas seguintes variáveis:

- Taxa de ativação normalizado do glúteo médio (6.721 ± 0.181 vs. 4.875 ± 0.508 , 1PL e MP respectivamente, Figura 25);
- Iniciação da ativação do tensor da fascea lata ($0.252 \pm 0.005\text{s}$ vs. $0.187 \pm 0.014\text{s}$, 1PL e MP respectivamente, Figura 26);
- Iniciação da ativação do glúteo médio ($0.255 \pm 0.005\text{s}$ vs. $0.180 \pm 0.014\text{s}$, 1PL e MP respectivamente, Figura 27);

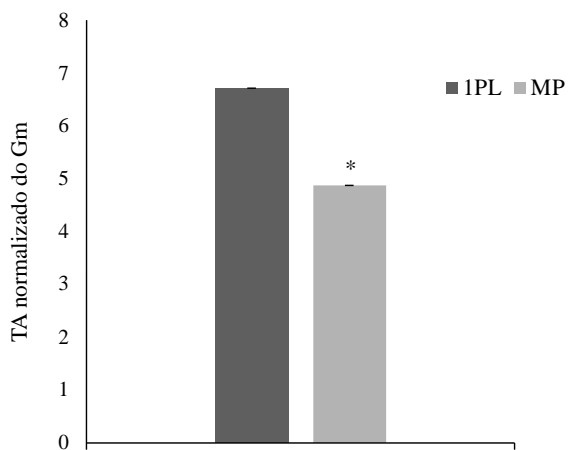


Figura 25. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na taxa de ativação (TA) normalizado do glúteo médio (Gm). * significativamente diferente de 1PL.

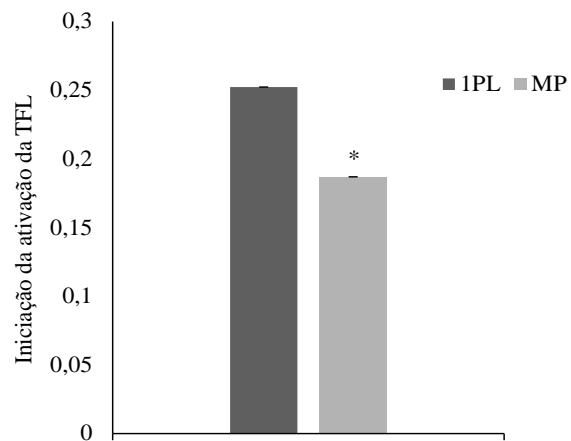


Figura 26. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na iniciação da ativação do tensor da fascea lata (TFL). * significativamente diferente de 1PL.

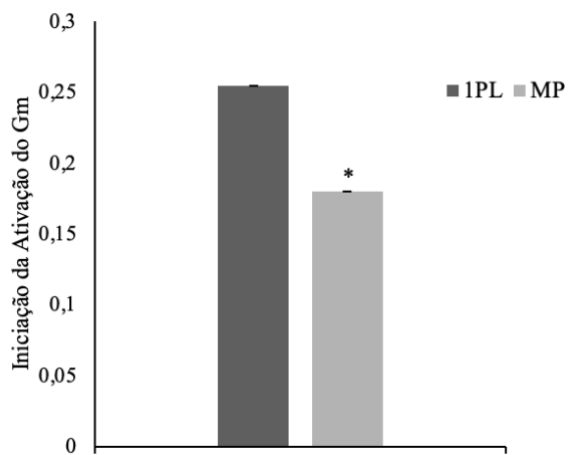


Figura 27. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na iniciação da ativação do glúteo médio (Gm). * significativamente diferente de 1PL.

Por fim, também foram encontrados efeitos principais de grupo, onde:

- Taxa de ativação normalizado do tensor da fascea lata foi superior ($p < 0.001$) para os jovens (J) (6.847 ± 0.464 vs. 5.491 ± 0.257 , J e I respectivamente, Figura 28);
- Iniciação da ativação do glúteo médio foi mais demorada ($p < 0.005$) nos idosos ($0.253 \pm 0.006s$ vs. $0.200 \pm 0.13s$, I e J respectivamente, Figura 29);

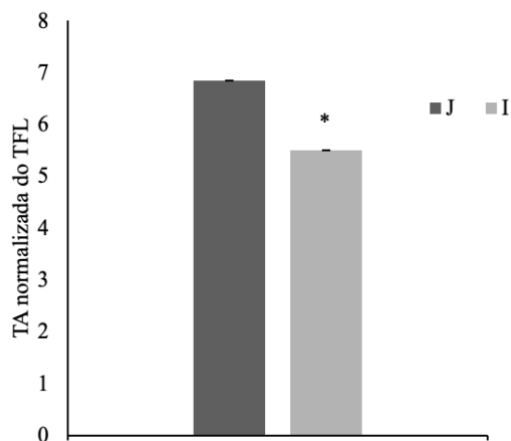


Figura 28. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na taxa de ativação (TA) normalizado do tensor da fascea lata (TFL). * significativamente diferente dos jovens (J)

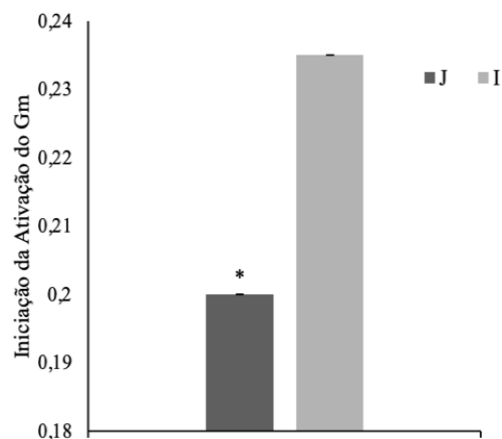


Figura 29. Efeitos principais de tipos de passos de recuperação de equilíbrio M/L na iniciação da ativação do glúteo médio (Gm). * significativamente diferente dos jovens (J).

4. Discussão

Estudos que investigam o papel dos fatores biomecânicos no controle postural e funcionalidade de adultos mais velhos são importantes para identificar o risco de queda e qual o comprometimento funcional e também auxiliar nas estratégias de promoção da saúde, prevenção e reabilitação de idosos.

Alguns dos resultados, são já esperados, e podem dar certeza da nossa hipótese principal. Tanto os jovens como os idosos, em estratégias de recuperação com um passo lateral que exigem um controle biomecânico e neuromuscular significativamente diferente de recuperar o equilíbrio médio-lateral com múltiplos passos.

A importância dos abdutores da anca também se demonstra significativamente importante no que toca a produção de força e ativação rápida para poder responder o mais eficazmente a qualquer perturbação externa.

Schultz (1995) sugeriu que embora a força muscular máxima não é necessária durante as atividades diárias, a capacidade de gerar força é um parâmetro importante de boa funcionalidade na população mais velha e pode ocorrer porque 1) em algumas atividades diárias (como levantar de uma cadeira), os idosos podem usar estratégias que requerem mais força muscular do que aqueles usados pelos mais jovens e (2) atividades com alta exigência física (como recuperação de equilíbrio para evitar uma queda) parecem estar associados à capacidade de gerar torque muscular.

O modelo biomecânico de passos por Maki & McIlroy (1999) demonstrou, uma associação entre o nível de instabilidade da etapa inicial e a tendência de dar passos adicionais, ou seja, uma redução da estabilidade do passo inicial e a conseqüente necessidade de executar passos adicionais ou reações dos braços, podem ser o resultado de erros ou inadequações no planejamento e/ou execução do passo inicial (por exemplo, por causa de mudanças relacionadas à idade que descrevemos ao longo desta revisão de literatura, no sistema neural, sensorial, ou no sistema músculo-esquelético).

A associação entre a incidência de passos laterais e o desempenho máximo absoluto AB-AD da anca, indicou que quanto maior o pico de torque e uma maior taxa de produção de torque, maior era a incidência de recuperação do equilíbrio com um único passo lateral.

Amiridis et al. (2003) avaliaram a atividade eletromiográfica (EMG) e a cinemática da anca e do tornozelo entre jovens e adultos mais velhos em três tipos de condições estáticas: postura ortostática, postura tandem e posição unipodal - Os jovens mostraram um aumento na atividade EMG no tornozelo apenas quando a base de apoio esse ia estreitando. Já os adultos

mais velhos mostraram uma série de estratégias entre a anca e o tornozelo quando a base de suporte ficou menor, mostrando alta atividade EMG dos músculos da anca e mais alterações cinemáticas. Eles afirmaram que os idosos são mais dependentes dos músculos da anca para manter o equilíbrio durante tarefas mais desafiadoras.

A maioria dos idosos responde tendencialmente com múltiplos passos, o que demonstra muito desequilíbrio e conseqüentemente, baixos níveis de força dos abdutores da anca. Este desequilíbrio dado por cada levantamento do pé, leva a uma instabilidade lateral que deve ser rapidamente corrigido e cada tentativa de mover o pé leva à possibilidade de incorrer em erros que pode reduzir ainda mais a estabilidade, por exemplo, colisões entre o pé de balanço e o membro de apoio (Brian E. Maki et al., 2000).

Estudos semelhantes (Inacio, Creath, & Rogers, 2018; Inacio et al., 2019) envolvendo a importância dos abdutores e adutores da anca em estratégias de tipo de passos e passos laterais, também mostraram a importância desta relação, dando até ênfase a ter em conta este mecanismo muscular, para estratégias de programas de intervenção no âmbito treino de força.

Considerando que as deficiências na geração de força muscular estão geralmente associadas à função de mobilidade reduzida e um maior risco de queda, (Inacio et al., 2018) no seu estudo experimental de treino de potência mostra resultados positivos deste tipo de treino ser eficiente e eficaz com exercícios resistidos para indivíduos idosos. O treino de potência não apenas melhorou o desempenho do músculo AB-AD máximo isolado da anca, mas também melhorou o controle neuromuscular para melhorar, conseqüentemente, a recuperação do equilíbrio por meio de passos protetores.

Na estratégia de passo lateral, a par do que reporta (Inacio et al., 2019), os indivíduos mais velhos recuperaram o equilíbrio com um passo lateral enquanto realizavam uma maior taxa de produção de força da reação vertical relativa, um pico de torque e de produção de força dos abdutores da anca também superior, mas, no entanto, os jovens foram mais bem-sucedidos do que os idosos na capacidade de usar a estratégia de apenas 1 passo laterais para recuperar o equilíbrio. Além disso, os idosos demonstraram um atraso no tempo de início da transferência de peso e no tempo gasto para alcançar a elevação do pé de apoio. Estes défices de tempo na transferência de peso pré-etapa resultaram num aumento geral do tempo para iniciar uma etapa após o início da perturbação do equilíbrio e provavelmente contribuíram para o maior momento do CoM lateral e descendente na decolagem, para o grupo mais velho.

Embora os idosos tentassem compensar os défices neste tempo de transferência de peso, aumentando seu torque máximo e a taxa vertical de geração de força, mostraram-se limitados por uma baixa taxa de ativação neuromuscular (Inacio et al., 2019).

Semelhante a relatórios anteriores presentes também no estudo de Inacio et al. (2019) para outros músculos dos membros inferiores, indicaram que a taxa de produção de torque e taxa de ativação podem ser prejudicados em maior extensão do que a produção máxima de força / torque. Considerando que a estratégia de passo mais estável mecanicamente, ou seja, a de passo lateral, requer uma produção rápida de força para avançar o membro com carga passiva por meio da transferência de peso pré-passo. O comprometimento destes mecanismos neuromecânicos a par do envelhecimento, implica uma falta no controlo do equilíbrio da porção M/L.

Os músculos abdutores da anca apresentam uma maior contribuição à manutenção da estabilidade médio-lateral devido à vantagem biomecânica do glúteo médio, que é o maior músculo abductor da anca, tendo 60% da área da seção transversal dos abdutores. O glúteo médio é maior do que o de outros músculos e mantém o controlo postural na direção médio-lateral, assim como os músculos de inversão e eversão do tornozelo. Os abdutores da anca, são mais eficazes no restabelecimento o centro de gravidade após perturbações médio-laterais (Porto et al., 2019).

Estes resultados, a par de todos os mencionados nesta subsecção, sugerem que os prejuízos associados à idade na taxa de AB-AD do quadril de ativação neuromuscular e geração de energia durante a fase de transferência de peso pré-passo, são fatores contribuintes importantes que afetam o uso de estratégias de proteção de passos de proteção/recuperação do equilíbrio mais estáveis mecanicamente e potencialmente respostas mais seguras.

5. Conclusões e considerações finais

5.1. Conclusões e aplicações práticas

Estratégias de passos eficazes são importantes para prevenir quedas.

Este estudo não só identifica novos padrões, como reforça outros estudos no mesmo âmbito, sobre como as deficiências relacionadas à idade no desempenho neuromuscular e mecânico, principalmente em torno do grupo AB-AD da anca e limitação da capacidade de realizar passos laterais, seja de défices no tempo de resposta, desempenho cinético e, especialmente, taxa de ativação neuromuscular durante a fase de transferência de peso pré-passo. Foi possível também perceber, de que forma e com que outros mecanismos, os idosos compensariam determinados défices ao tentarem recuperar o equilíbrio.

De uma perspectiva clínica, o controlo prejudicado do passo lateral, pode ser um indicador pré-clínico precoce de aumento risco de quedas laterais e fratura da anca, deve ser uma consideração importante no desenvolvimento de uma abordagem clínica para prever e prevenir quedas e lesões relacionadas. As descobertas têm encontrado que os problemas de equilíbrio e / ou funcionalidade em adultos mais velhos podem estar associados em torno dos défices de força muscular dos abdutores da anca.

Este resultado é clinicamente relevante, complementando estudos já prévios, uma vez que este parâmetro pode ser tratado com o objetivo de manter a independência dos idosos residentes e viver em comunidade o maior tempo possível.

As pronunciadas diferenças relacionadas à idade ao longo observadas desta revisão, sugerem que mesmo ativos, saudáveis, os idosos podem estar em risco. Conseguimos concluir que o desempenho na estratégia de recuperação com um passo lateral é, de facto, preditivo de risco de queda na população mais velha. Podemos ainda reforçar a importância de continuar a trabalhar com esta população, sobretudo em idosos ainda mais frágeis, sobre estas estratégias de recuperação médio-lateral, pois são prováveis a exibir dificuldades ainda mais profundas em controlar perturbações posturais.

Trabalhar e melhorar o controlo neuromuscular, potencializando o mecanismo muscular da zona da anca, sendo este de extrema importância no controlo da transferência de peso pré-passo durante a recuperação do equilíbrio lateral por meio de passos protetores/reactivos.

5.2. Limitações

Reduzido tamanho da amostra pode diminuir a capacidade extrapolação e generalização dos resultados. Ainda assim, a potência estatística atingida foi adequada uma vez que observamos múltiplas diferenças estatisticamente significativas.

O condicionamento da instrução de apenas 1 passo lateral para a recuperação do equilíbrio após a perturbação, proporciona interpretar os resultados de passos múltiplos como os ensaios sem sucesso. Criando assim um potencial de limitação face à instrução em si, que pode eventualmente condicionar a resposta dos participantes para algo menos natural.

5.3. Sugestões para futuras intervenções

Futuras intervenções podem ir de encontro às limitações colocadas neste estudo. Alterar a estratégia de instrução de passo.

6. Referências Bibliográficas

- 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 and Science in Sports*, 20(1), 49–64. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.01084.x>
- Abreu, H. C. de A., Reiners, A. A. O., Azevedo, R. C. de S., da Silva, A. M. C., Abreu, D. R. de O. M., & de Oliveira, A. D. (2015). Incidence and predicting factors of falls of older inpatients. *Revista de Saude Publica*, 49. <https://doi.org/10.1590/S0034-8910.2015049005549>
- Addison, O., Inacio, M., Bair, W. N., Beamer, B. A., Ryan, A. S., & Rogers, M. W. (2017). Role of Hip Abductor Muscle Composition and Torque in Protective Stepping for Lateral Balance Recovery in Older Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 98(6), 1223–1228. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2016.10.009>
- Alexander, M. (1961). Satellite cell of skeletal muscle fibers. *The Journal of Biophysical and Biochemical Cytology*, 9(2), 493–495.
- Alghamdi, M. (2018). *The Association between Visual Attention and Body Movement-Controlled Video Games, Balance and Mobility*. 1–194.
- Amaral, J. F., Alvim, F. C., Castro, E. A., Doimo, L. A., Silva, M. V., & Novo Júnior, J. M. (2014). Influence of aging on isometric muscle strength, fat-free mass and electromyographic signal power of the upper and lower limbs in women. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 18(2), 183–190. <https://doi.org/10.1590/s1413-35552012005000145>
- Ambrose, A. F., Paul, G., & Hausdorff, J. M. (2013). Risk factors for falls among older adults: A review of the literature. *Maturitas*, 75(1), 51–61. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2013.02.009>
- Amir, Weber, Beard, Bomyea, T. (2008). 基因的改变 NIH Public Access. *Bone*, 23(1), 1–7. <https://doi.org/10.1097/MCO.0b013e32835b5880.Aging>
- Amiridis, I. G., Hatzitaki, V., & Arabatzi, F. (2003). Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters*, 350(3), 137–140. [https://doi.org/10.1016/S0304-3940\(03\)00878-4](https://doi.org/10.1016/S0304-3940(03)00878-4)
- Aniansson, A., Hedberg, M., Henning, G. -B, & Grimby, G. (1986). Muscle morphology, enzymatic activity, and muscle strength in elderly men: A follow-up study. *Muscle & Nerve*, 9(7), 585–591. <https://doi.org/10.1002/mus.880090702>

- Balcombe, N. R., & Sinclair, A. (2001). Ageing: Definitions, mechanisms and the magnitude of the problem. *Bailliere's Best Practice and Research in Clinical Gastroenterology*, *15*(6), 835–849. <https://doi.org/10.1053/bega.2001.0244>
- Barzilai, A., Schumacher, B., & Shiloh, Y. (2017). Genome instability: Linking ageing and brain degeneration. *Mechanisms of Ageing and Development*, *161*, 4–18. <https://doi.org/10.1016/j.mad.2016.03.011>
- Bean, J. F., Kiely, D. K., Larose, S., Goldstein, R., Frontera, W. R., & Leveille, S. G. (2010). Are changes in leg power responsible for clinically meaningful improvements in mobility in older adults? *Journal of the American Geriatrics Society*, *58*(12), 2363–2368. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2010.03155.x>
- Beard, J. R., de Carvalho, I. A., Sumi, Y., Officera, A., & Thiyagarajana, J. A. (2017). Healthy ageing: Moving forward. *Bulletin of the World Health Organization*, *95*(11), 17–18. <https://doi.org/10.2471/BLT.17.203745>
- Berg, K. (1989). Balance and its measure in the elderly: A review. *Physiotherapy Canada*, Vol. 41, pp. 240–246. <https://doi.org/10.3138/ptc.41.5.240>
- Brivio, P., Paladini, M. S., Racagni, G., Riva, M. A., Calabrese, F., & Molteni, R. (2019). From Healthy Aging to Frailty: In Search of the Underlying Mechanisms. *Current Medicinal Chemistry*, *26*(20), 3685–3701. <https://doi.org/10.2174/0929867326666190717152739>
- Burke, S. N., & Barnes, C. A. (2006). Neural plasticity in the ageing brain. *Nature Reviews Neuroscience*, *7*(1), 30–40. <https://doi.org/10.1038/nrn1809>
- Capezuti, E., Strumpf, N. E., Evans, L. K., Grisso, J. A., & Maislin, G. (1998). *and Falls and Injuries Among Nursing Home Residents*. *53*(I), 47–52.
- Ciciliot, S., Rossi, A. C., Dyar, K. A., Blaauw, B., & Schiaffino, S. (2013). Muscle type and fiber type specificity in muscle wasting. *International Journal of Biochemistry and Cell Biology*, *45*(10), 2191–2199. <https://doi.org/10.1016/j.biocel.2013.05.016>
- Costantino, S., Paneni, F., & Cosentino, F. (2016). Ageing, metabolism and cardiovascular disease. *Journal of Physiology*, *594*(8), 2061–2073. <https://doi.org/10.1113/JP270538>
- Creasey, H., & Rapoport, S. I. (1985). The aging human brain. *Annals of Neurology*, *17*(1), 2–10. <https://doi.org/10.1002/ana.410170103>
- Csapo, R., Malis, V., Sinha, U., Du, J., & Sinha, S. (2014). Age-associated differences in triceps surae muscle composition and strength - An MRI-based cross-sectional comparison of contractile, adipose and connective tissue. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *15*(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-209>

- Cuevas-Trisan, R. (2017). Balance Problems and Fall Risks in the Elderly. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 28(4), 727–737. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2017.06.006>
- Daniele, S., Giacomelli, C., & Martini, C. (2018). Brain ageing and neurodegenerative disease: The role of cellular waste management. *Biochemical Pharmacology*, 158, 207–216. <https://doi.org/10.1016/j.bcp.2018.10.030>
- De Luca, C. J., Donald Gilmore, L., Kuznetsov, M., & Roy, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1573–1579. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.027>
- De Luca, C. J., Kuznetsov, M., Gilmore, L. D., & Roy, S. H. (2012). Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: Reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions. *Journal of Biomechanics*, 45(3), 555–561. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.11.010>
- Delbaere, K., Close, J. C. T., Mikolaizak, A. S., Sachdev, P. S., Brodaty, H., & Lord, S. R. (2010). The falls efficacy scale international (FES-I). A comprehensive longitudinal validation study. *Age and Ageing*, 39(2), 210–216. <https://doi.org/10.1093/ageing/afp225>
- Desforges, J. F., Tinetti, M. E., & Speechley, M. (1989). Prevention of Falls among the Elderly. *New England Journal of Medicine*, 320(16), 1055–1059. <https://doi.org/10.1056/nejm198904203201606>
- Di Carlo, S., Bravini, E., Vercelli, S., Massazza, G., & Ferriero, G. (2016). The Mini-BESTest: A review of psychometric properties. *International Journal of Rehabilitation Research*, 39(2), 97–105. <https://doi.org/10.1097/MRR.0000000000000153>
- Dziechciaż, M., & Filip, R. (2014). Biological psychological and social determinants of old age: Bio-psycho-social aspects of human aging. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine*, 21(4), 835–838. <https://doi.org/10.5604/12321966.1129943>
- Essen-Gustavsson, B., & Borges, O. (1986). Histochemical and metabolic characteristics of human skeletal muscle in relation to age. *Acta Physiologica Scandinavica*, 126(1), 107–114. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1986.tb07793.x>
- Foo, H., Mather, K. A., Thalamuthu, A., & Sachdev, P. S. (2019). The many ages of man: Diverse approaches to assessing ageing-related biological and psychological measures and their relationship to chronological age. *Current Opinion in Psychiatry*, 32(2), 130–137. <https://doi.org/10.1097/YCO.0000000000000473>
- Gray, V. L., Yang, C. ling, Fujimoto, M., McCombe Waller, S., & Rogers, M. W. (2019).

- Stepping characteristics during externally induced lateral reactive and voluntary steps in chronic stroke. *Gait and Posture*, 71(March), 198–204. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.05.001>
- Gupta, C. M., Puri, A., Jain, R. K., Bali, A., & Anand, N. (1986). Protection of mice against *Plasmodium berghei* infection by a tuftsin derivative. *FEBS Letters*, 205(2), 351–354. [https://doi.org/10.1016/0014-5793\(86\)80927-9](https://doi.org/10.1016/0014-5793(86)80927-9)
- Han, E. S., & goleman, daniel; boyatzis, Richard; Mckee, A. (2019). 濟無No Title No Title. *Journal of Chemical Information and Modeling*, 53(9), 1689–1699.
- Hausdorff, J. M., Rios, D. A., & Edelberg, H. K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(8), 1050–1056. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.24893>
- Henry, S. M., Fung, J., & Horak, F. B. (1998). Control of stance during lateral and anterior/posterior surface translations. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6(1), 32–42. <https://doi.org/10.1109/86.662618>
- Hilliard, M. J., Martinez, K. M., Janssen, I., Edwards, B., Mille, M. L., Zhang, Y., & Rogers, M. W. (2008). Lateral Balance Factors Predict Future Falls in Community-Living Older Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89(9), 1708–1713. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.01.023>
- Hof, A. L., Gazendam, M. G. J., & Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.025>
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55(6), 1369–1381. <https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1369>
- Hou, Y., Dan, X., Babbar, M., Wei, Y., Hasselbalch, S. G., Croteau, D. L., & Bohr, V. A. (2019). Ageing as a risk factor for neurodegenerative disease. *Nature Reviews Neurology*, 15(10), 565–581. <https://doi.org/10.1038/s41582-019-0244-7>
- 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(October), 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>

- Inouye, S. K., Brown, C. J., & Tinetti, M. E. (2009). Medicare Nonpayment, Hospital Falls, and Unintended Consequences. *New England Journal of Medicine*, *360*(23), 2390–2393. <https://doi.org/10.1056/nejmp0900963>
- Jalali, M. M., Gerami, H., Heidarzadeh, A., & Soleimani, R. (2015). Balance performance in older adults and its relationship with falling. *Aging Clinical and Experimental Research*, *27*(3), 287–296. <https://doi.org/10.1007/s40520-014-0273-4>
- Janssen, I., Heymsfield, S. B., & Ross, R. (2002). Low relative skeletal muscle mass (sarcopenia) in older persons is associated with functional impairment and physical disability. *Journal of the American Geriatrics Society*, *50*(5), 889–896. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2002.50216.x>
- Juan, S. M. A., & Adlard, P. A. (2019). Ageing and cognition. *Subcellular Biochemistry*, *91*, 107–122. https://doi.org/10.1007/978-981-13-3681-2_5
- Kelsey, J. L., Berry, S. D., Procter-Gray, E., Quach, L., Nguyen, U. S. D. T., Li, W., ... Hannan, M. T. (2010). Indoor and outdoor falls in older adults are different: The maintenance of balance, independent living, intellect, and zest in the elderly of boston study. *Journal of the American Geriatrics Society*, *58*(11), 2135–2141. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2010.03062.x>
- Kennedy, B. K., Berger, S. L., Brunet, A., Campisi, J., Cuervo, A. M., Epel, E. S., ... Sierra, F. (2014). Geroscience: Linking aging to chronic disease. *Cell*, *159*(4), 709–713. <https://doi.org/10.1016/j.cell.2014.10.039>
- Kolb, B., Gibb, R., & Robinson, T. E. (2003). Brain plasticity and behavior. *Current Directions in Psychological Science*, *12*(1), 1–5. <https://doi.org/10.1111/1467-8721.01210>
- Langford, Z. (2015). The Four Square Step Test. *Journal of Physiotherapy*, *61*(3), 162. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2015.03.005>
- Larsson, L., Grimby, G., & Karlsson, J. (1979). Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. *Journal of Applied Physiology Respiratory Environmental and Exercise Physiology*, *46*(3), 451–456. <https://doi.org/10.1152/jappl.1979.46.3.451>
- Lee, S. J. (2004). Regulation of muscle mass by myostatin. *Annual Review of Cell and Developmental Biology*, *20*, 61–86. <https://doi.org/10.1146/annurev.cellbio.20.012103.135836>
- Lexell, J., Downham, D., & Sjöström, M. (1986). Distribution of different fibre types in human

- skeletal muscles. *Journal of the Neurological Sciences*, 72(2–3), 211–222. [https://doi.org/10.1016/0022-510x\(86\)90009-2](https://doi.org/10.1016/0022-510x(86)90009-2)
- Lexell, J., Taylor, C. C., & Sjöström, M. (1988). What is the cause of the ageing atrophy?. Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *Journal of the Neurological Sciences*, 84(2–3), 275–294. [https://doi.org/10.1016/0022-510X\(88\)90132-3](https://doi.org/10.1016/0022-510X(88)90132-3)
- Lord, S. R., Delbaere, K., & Sturnieks, D. L. (2018). Aging. *Handbook of Clinical Neurology*, 159, 157–171. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63916-5.00010-0>
- Lott, M. B. (2019). Translating the Base of Support. *Journal of Dance Medicine & Science*, 23(1), 17–26.
- M.E., & C. (2010). The patient who falls: “It’s always a trade-off.” *JAMA - Journal of the American Medical Association*, 303(3), 258–266. Retrieved from <http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L358143387%0Ahttp://jama.ama-assn.org/cgi/reprint/303/3/258%0Ahttp://dx.doi.org/10.1001/jama.2009.2024>
- Maki, McIlroy, P. (1996). Influence of lateral destabilization on compensatory stepping responses. *Journal of Biomechanics*, 29(3), 343–353. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00053-4](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00053-4)
- Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1996). Postural control in the older adult. *Clinics in Geriatric Medicine*. [https://doi.org/10.1016/s0749-0690\(18\)30193-9](https://doi.org/10.1016/s0749-0690(18)30193-9)
- Maki, B. E., & McIlroy, W. E. (1999). The control of foot placement during compensatory stepping reactions: Does speed of response take precedence over stability? *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 7(1), 80–90. <https://doi.org/10.1109/86.750556>
- Maki, Brian E., Edmondstone, M. A., & McIlroy, W. E. (2000). Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behavior. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 55(5), 270–277. <https://doi.org/10.1093/gerona/55.5.M270>
- Maki, Brian E., & McIlroy, W. E. (1999). Control of compensatory stepping reactions: Age-related impairment and the potential for remedial intervention. *Physiotherapy Theory and Practice*, 15(2), 69–90. <https://doi.org/10.1080/095939899307784>
- Mattson, M. P., & Magnus, T. (2006). Ageing and neuronal vulnerability. *Nature Reviews Neuroscience*, 7(4), 278–294. <https://doi.org/10.1038/nrn1886>

- Mendonca, G. V., Pezarat-Correia, P., Vaz, J. R., Silva, L., & Heffernan, K. S. (2017). Impact of Aging on Endurance and Neuromuscular Physical Performance: The Role of Vascular Senescence. *Sports Medicine*, *47*(4), 583–598. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0596-8>
- Monroe, T., & Carter, M. (2012). Using the Folstein Mini Mental State Exam (MMSE) to explore methodological issues in cognitive aging research. *European Journal of Ageing*, *9*(3), 265–274. <https://doi.org/10.1007/s10433-012-0234-8>
- Moore, Lami, & Said. (1991). In vivo influences of phorbol ester and calcium ionophore on lymphocyte traffic, lymph flow and efferent lymph levels of thromboxane B2 in sheep. *Immunopharmacology*, *21*(1), 1–12. [https://doi.org/10.1016/0162-3109\(91\)90002-G](https://doi.org/10.1016/0162-3109(91)90002-G)
- Moore, M., & Barker, K. (2017). The validity and reliability of the four square step test in different adult populations: A systematic review. *Systematic Reviews*, *6*(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/s13643-017-0577-5>
- Nordell, E., Jarnlo, G. B., Jetsen, C., Nordstrom, L., & Thorngren, K. G. (2000). Accidental falls and related fractures in 65-74 year olds: A retrospective study of 332 patients. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, *71*(2), 175–179. <https://doi.org/10.1080/000164700317413157>
- Nutt, J. G., Marsden, C. D., & Thompson, P. D. (1993). Human walking and higher-level gait disorders, particularly in the elderly. *Neurology*, *43*(2), 268–279. <https://doi.org/10.1212/wnl.43.2.268>
- Nylén, P., Favero, F., Glimne, S., Teär Fahnehjelm, K., & Eklund, J. (2014). Vision, light and aging: A literature overview on older-age workers. *Work*, *47*(3), 399–412. <https://doi.org/10.3233/WOR-141832>
- O'Neill, T. W., Varlow, J., Silman, A. J., Reeve, J., Reid, D. M., Todd, C., & Woolf, A. D. (1994). Age and sex influences on fall characteristics. *Annals of the Rheumatic Diseases*, *53*(11), 773–775. <https://doi.org/10.1136/ard.53.11.773>
- 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>
- Pai, Y. C., Rogers, M. W., Patton, J., Cain, T. D., & Hanke, T. A. (1998). Static versus dynamic predictions of protective stepping following waist-pull perturbations in young and older adults. *Journal of Biomechanics*, *31*(12), 1111–1118. <https://doi.org/10.1016/S0021->

9290(98)00124-9

- Pannese, E. (2011). Morphological changes in nerve cells during normal aging. *Brain Structure and Function*, 216(2), 85–89. <https://doi.org/10.1007/s00429-011-0308-y>
- Partridge, L., Deelen, J., & Slagboom, P. E. (2018). Facing up to the global challenges of ageing. *Nature*, 561(7721), 45–56. <https://doi.org/10.1038/s41586-018-0457-8>
- Pauwels, L., Chalavi, S., & Swinnen, S. P. (2018). Aging and brain plasticity. *Aging*, 10(8), 1789–1790. <https://doi.org/10.18632/aging.101514>
- Pirker, W., & Katzenschlager, R. (2017). Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide. *Wiener Klinische Wochenschrift*, 129(3–4), 81–95. <https://doi.org/10.1007/s00508-016-1096-4>
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402–406. <https://doi.org/10.1191/0269215500cr342oa>
- Porto, J. M., Freire Júnior, R. C., Bocarde, L., Fernandes, J. A., Marques, N. R., Rodrigues, N. C., & de Abreu, D. C. C. (2019). Contribution of hip abductor–adductor muscles on static and dynamic balance of community-dwelling older adults. *Aging Clinical and Experimental Research*, 31(5), 621–627. <https://doi.org/10.1007/s40520-018-1025-7>
- Purves-Smith, F. M., Sgarioto, N., & Hepple, R. T. (2014). Fiber typing in aging muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 42(2), 45–52. <https://doi.org/10.1249/JES.0000000000000012>
- Resnick, B., Galik, E., Gruber-Baldini, A. L., & Zimmerman, S. (2012). Falls and fall-related injuries associated with function-focused care. *Clinical Nursing Research*, 21(1), 43–63. <https://doi.org/10.1177/1054773811420060>
- Riley, P. O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K. W., & Kerrigan, D. C. (2007). A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait and Posture*, 26(1), 17–24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.003>
- Robinovitch, S. N., Feldman, F., Yang, Y., Schonnop, R., Luen, P. M., Sarraf, T., & Sims-gould, J. (2013). Video Capture of the Circumstances of Falls in Elderly People. *Lancet*, 381(9860), 778–782. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)61263-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)61263-X).Video
- Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people: Epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*, 35(SUPPL.2), 37–41. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl084>
- Runge, C. F., Shupert, C. L., Horak, F. B., & Zajac, F. E. (1999). Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait and Posture*, 10(2), 161–170. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00032-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00032-6)

- Saftari, L. N., & Kwon, O. S. (2018). Ageing vision and falls: A review. *Journal of Physiological Anthropology*, 37(1), 1–14. <https://doi.org/10.1186/s40101-018-0170-1>
- Salat, D. H., Buckner, R. L., Snyder, A. Z., Greve, D. N., Desikan, R. S. R., Busa, E., ... Fischl, B. (2004). Thinning of the cerebral cortex in aging. *Cerebral Cortex*, 14(7), 721–730. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhh032>
- Satoh, A., Imai, S. I., & Guarente, L. (2017). The brain, sirtuins, and ageing. *Nature Reviews Neuroscience*, 18(6), 362–374. <https://doi.org/10.1038/nrn.2017.42>
- Schiaffino, S., Dyar, K. A., Ciciliot, S., Blaauw, B., & Sandri, M. (2013). Mechanisms regulating skeletal muscle growth and atrophy. *FEBS Journal*, 280(17), 4294–4314. <https://doi.org/10.1111/febs.12253>
- Schultz, A. B. (1995). Muscle function and mobility biomechanics in the elderly: An overview of some recent research. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 50(SPEC. ISSUE), 60–63. https://doi.org/10.1093/gerona/50a.special_issue.60
- Seidler, R. D., Bernard, J. A., Burutolu, T. B., Fling, B. W., Gordon, M. T., Gwin, J. T., ... Lipps, D. B. (2010). Motor control and aging: Links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 34(5), 721–733. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2009.10.005>
- Skelton, D. A., Kennedy, J., & Rutherford, O. M. (2002). Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age and Ageing*, 31(2), 119–125. <https://doi.org/10.1093/ageing/31.2.119>
- Thomas, J. L., Jones, G. N., Scarinci, I. C., Mehan, D. J., & Brantley, P. J. (2001). The utility of the CES-D as a depression screening measure among low-income women attending primary care clinics. *International Journal of Psychiatry in Medicine*, 31(1), 25–40. <https://doi.org/10.2190/FUFR-PK9F-6U10-JXRK>
- Trappe, S., Gallagher, P., Harber, M., Carrithers, J., Fluckey, J., & Trappe, T. (2003). Single muscle fibre contractile properties in young and old men and women. *Journal of Physiology*, 552(1), 47–58. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2003.044966>
- Tsigkanos, C., Gaskell, L., Smirniotou, A., & Tsigkanos, G. (2016). Static and dynamic balance deficiencies in chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 29(4), 887–893. <https://doi.org/10.3233/BMR-160721>
- Us, C. (2016). *Chapter 17 – filamentous bodies*. 1–9.
- Varesco, G., Espeit, L., Feasson, L., Lapole, T., & Rozand, V. (2019). Rate of force

- development and rapid muscle activation characteristics of knee extensors in very old men. *Experimental Gerontology*, 124(January), 110640. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2019.110640>
- Winter, D. (1995, December 1). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, Vol. 3, pp. 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Winter, D. A., Prince, F., Frank, J. S., Powell, C., & Zabjek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, 75(6), 2334–2343. <https://doi.org/10.1152/jn.1996.75.6.2334>
- Wu, R., Delahunt, E., Ditroilo, M., Lowery, M., & De Vito, G. (2016). Effects of age and sex on neuromuscular-mechanical determinants of muscle strength. *Age*, 38(3). <https://doi.org/10.1007/s11357-016-9921-2>
- Wyss-Coray, T. (2016). Ageing, neurodegeneration and brain rejuvenation. *Nature*, 539(7628), 180–186. <https://doi.org/10.1038/nature20411>
- Yarasheski, K. E., Bhasin, S., Sinha-Hikim, I., Pak-Loduca, J., & Gonzalez-Cadavid, N. F. (2002). Serum myostatin-immunoreactive protein is increased in 60-92 year old women and men with muscle wasting. *Journal of Nutrition, Health and Aging*, 6(5), 343–348.
- Yardley, L., Beyer, N., Hauer, K., Kempen, G., Piot-Ziegler, C., & Todd, C. (2005). Development and initial validation of the Falls Efficacy Scale-International (FES-I). *Age and Ageing*, 34(6), 614–619. <https://doi.org/10.1093/ageing/afi196>
- 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>