

Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto
Instituto Politécnico do Porto

Tânia Ricarda da Costa Igreja

**Influência do treino do passo rápido voluntário nas
estratégias de *feedforward* e *feedback* em Adultos
mais Velhos**

Orientador: Cristina Melo

Co-orientador: António M. Montes; Carlos Crasto; Rita Santos

Mestrado em Fisioterapia

Opção Comunidade

Outubro de 2015

Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto
Instituto Politécnico do Porto

Tânia Ricarda da Costa Igreja

Influência do treino do passo rápido voluntário nas estratégias de *feedforward* e *feedback* em Adultos mais Velhos

Dissertação submetida à Escola Superior de Tecnologia a Saúde do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia – Opção Comunidade, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Cristina Melo, Professora Coordenador da Área Técnico-Científica de Fisioterapia.

Outubro de 2015

Influência do treino do passo rápido voluntário nas estratégias de *feedforward* e *feedback* em Adultos mais Velhos

Tânia Ricarda da Costa Igreja¹, Maria Cristina Damas Argel de Melo², António Manuel Soares Mesquita Montes², Carlos Filipe Barbosa Crasto², Rita Isabel Garrido Vieira Santos²

¹ESTSP – Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

²ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia

Resumo

Introdução: O envelhecimento influencia negativamente o controlo postural, diminuindo a capacidade de recuperar o equilíbrio após uma perturbação externa e consequentemente aumento do risco de queda nos adultos mais velhos

Objetivo(s): Verificar a influência do treino do passo rápido voluntário nas estratégias de *feedforward* e *feedback* em adultos mais velhos aquando o *stepping* anterior e posterior, bem como o *timing* e sequência de ativação muscular, ajustes posturais antecipatórios (APA) e compensatórios (APC₁, APC₂), comprimento, latência, velocidade média (VM) do passo e estratégias de passo lateral **Métodos:** 19 participantes foram distribuídos aleatoriamente por dois grupos, o grupo experimental (n=9) e o grupo controlo (n=10), estudo randomizado controlado. Ambos foram submetidos a um protocolo de exercício físico durante 3 meses, 2 vezes/semana. Adicionalmente o grupo experimental (GE) realizou o treino do passo rápido voluntário bilateral nas várias direções. A resposta a um desequilíbrio postural em vários sentidos e consequente resposta de *stepping* anterior, posterior ou lateral foram avaliadas por meio de eletromiografia de superfície e por um sistema de imagem 3D **Resultados:** Na variação entre o momento inicial e final (M0-M1), durante o *stepping* anterior o GE, comparativamente ao GC, aumentou e diminuiu significativamente o *timing* do RF ipsilateral e GemM, respetivamente. Na variação do *timing* dos músculos BF ipsilateral e contralateral e TA contralateral, o GE diminuiu significativamente menos do que o GC. O GE aumentou significativamente o comprimento do *stepping* posterior do que o GC. Quanto à variação da latência observou-se que o GE aumentou significativamente do que o GC nos dois *steppings*. Na variação da VM, do *stepping* anterior, o GE diminuiu significativamente mais do que GC. O GE aumentou e diminuiu significativamente os APAS e os APC₁ do que o GC no *stepping* posterior e anterior, respetivamente. Verificou-se que a estratégia mais frequente nos dois momentos e grupos foi a estratégia de *stepping* lateral direto **Conclusão:** A contínua prática do *stepping* rápido voluntário parece promover um melhor controlo postural sendo um importante exercício específico para prevenção de quedas

Palavras-chave: envelhecimento, controlo postural, perturbação, ajustes posturais, exercício

Abstract

Background: Aging affects negatively the postural control, diminishing the ability to regain balance after an external disturbance, and consequently increasing the risk of falling in older adults **Aim(s):** To investigate the effect of training the rapid voluntary step in feedforward and feedback strategies in older adults during the forward and backward stepping as well as the timing and muscle activation sequence, anticipatory postural adjustments (APA) and compensation (APC₁, APC₂), length, latency, average speed (VM) of the step and strategies of the side step **Methods:**

19 participants were randomly assigned to two groups, the experimental group (n=9) and control group (n=10), controlled-trial study. Both were submitted to a physical exercise protocol for 3 months, 2 times / week. In addition, the experimental group (GE) conducted the training of rapid bilateral voluntary step in several directions. The postural response to an imbalance in various directions and consequently stepping response were evaluated by surface electromyography and a 3D imaging system **Results:** In the range between the start and ending (M0-M1) during the previous stepping, RF timing ipsilateral and contralateral GemM, GE increased and decreased significantly than the GC, respectively. In the variation of the timing of BF ipsilateral and contralateral muscles and contralateral TA, the GE declined significantly less than the GC. GE has significantly increased the length of the stepping back of the GC. In the variation of latency was observed that the GE increased significantly than the GC in the two steppings. The variation of the VM, the previous stepping, the GE declined significantly more than GC. The GE increased and decreased significantly the APAS and APC₁ than the GC on the backward and forward stepping, respectively. It was found that the most common strategy in two phases and groups was the strategy of stepping straight side **Conclusion:** The continued practice of rapid voluntary stepping appears to promote a better postural control, and so it's an important specific exercise to prevent falls.

Key words: aging, postural control, disturbance, postural adjustments, exercise

1 Introdução

Portugal é considerado o sexto país mais envelhecido do Mundo, sendo de prever um contínuo aumento da população com mais de 65 anos até 2060 (INE, 2014). Este quadro demográfico alarmante reforça outro problema comum neste grupo etário, as quedas. Estas apresentam uma frequência de 76% entre os 65-74 anos de idade e de 90% no grupo etário com mais de 75 anos (DGS, 2004; Contreiras & Rodrigues, 2014).

A estabilidade postural para além de ser a capacidade de coordenar e processar, através do Sistema Nervoso Central (SNC), os *inputs* provenientes do sistema visual, vestibular e somatossensorial, é a capacidade de uma pessoa manter o seu centro de massa (CM) dentro dos limites da base de suporte, mantendo o controlo postural (Woollacott, 2000; Tseng, Stanhope, & M.Morton, 2009; Sturnieks, et al., 2012; Rogers, Page, & Takeshima, 2013).

A capacidade de manter e recuperar o controlo postural após uma perturbação externa é realizada através dos ajustes posturais antecipatórios (APA's) e compensatórios (APC's) do SNC. Os APA's utilizam um mecanismo de *feedforward*, que antecipadamente à perturbação esperada há uma pré-ativação muscular sinérgica. Estes baseiam-se nas experiências do indivíduo preparando-o para o movimento. Por sua vez, os APC's utilizam o mecanismo de *feedback* que reúne e integra a informação sensorial após o início da perturbação tanto esperada como imprevisível (Santos, Kanekar, & Aruin, 2010; Claudino, Santos, & Santos, 2013; Kanekar & Aruin, 2014; Mohapatra, Kukkar, & Aruin, 2014).

Com o avançar da idade, existem um conjunto de alterações ao nível do sistema músculo-esquelético e nervoso que influenciam negativamente a estabilidade postural, diminuindo a

capacidade de recuperar o equilíbrio e conseqüentemente aumento do risco de queda (Rankin, Woollacott, Shumway-Cook, & Brown, 2000; Kanekar & Aruin, 2014). As alterações músculo-esqueléticas relacionadas com o processo de envelhecimento passam pela diminuição da velocidade de condução dos nervos periféricos e pela redução de unidades motoras, das fibras musculares (especialmente as de contração rápida) e, inevitavelmente, da massa muscular. Como resultado destas alterações estruturais, os adultos mais velhos demonstram uma diminuição da força, da resistência e da sequência de ativação muscular. Por outro lado, o declínio do SNC resulta na diminuição da velocidade do processamento da informação sensorial e da condução nervosa que promove uma resposta, perante uma perturbação externa, mais lenta (Rankin, Woollacott, Shumway-Cook, & Brown, 2000; Latash, 2008; Ochi, et al., 2013; Rogers, Page, & Takeshima, 2013).

Perante uma perturbação externa, a estratégia de *stepping* é considerada a resposta reativa (*feedback*) de maior importância na prevenção de quedas (Pai, Wening, Runtz, Iqbal, & Pavol, 2003; Rogers, Hedman, Johnson, Martinez, & Mille, 2003; Sturnieks, et al., 2012; Lee, Gadareh, & Bronstein, 2014). O desencadeamento deste envolve um complexo conjunto de mecanismos sensoriomotores, neuromusculares e cognitivos. A execução do *stepping* pelos adultos mais velhos comparada à dos jovens é realizada com um tempo de reação maior e um maior número de passos mas de menor comprimento e velocidade (Rogers, Hedman, Johnson, Martinez, & Mille, 2003; Tseng, Stanhope, & M.Morton, 2009; Sturnieks, et al., 2012; Ochi, et al., 2013). Segundo Wang, Flanagan, Song, Greendale, & Salem (2003) os exercícios físicos que englobam o *stepping* poderão ser especialmente apropriados para os adultos mais velhos por envolverem padrões de movimento similares às suas atividades de vida diária (Wang, Flanagan, Song, Greendale, & Salem, 2003).

Com o intuito de minimizar as alterações decorrentes do processo de envelhecimento e da incidência do número de quedas, o treino do passo rápido voluntário nas múltiplas direções parece ser a melhor intervenção (Mansfield A. , Peters, Liu, & Maki, 2010; Schoene, et al., 2013).

Desta forma, como a prevalência de quedas nos adultos mais velhos tem estimulado a procura de uma melhor compreensão do processo de envelhecimento e de soluções acessíveis para minimizar as alterações do mesmo, este estudo teve como objetivo geral verificar a influência do treino do passo rápido voluntário nas estratégias de *feedforward* e *feedback* em adultos mais velhos aquando do *stepping* anterior e posterior bilateralmente e especificamente do *timing* e sequência de ativação muscular, dos APA, APC₁ e APC₂, do comprimento, latência e velocidade média (VM) do passo nas direções anteriormente descritas, bem como das estratégias de passo lateral.

2 Métodos

2.1. Desenho do Estudo

O presente estudo foi um estudo randomizado controlado (*controlled-trial study*).

2.2. Amostra

A amostra foi constituída por 19 participantes (10 do sexo masculino), com idades compreendidas entre os 60 e 80 anos, da Associação das Torres da Pasteleira (ATP), no Porto, que pertenciam ao programa “Viva o Mo(vi)mento”. Os participantes foram distribuídos aleatoriamente por dois grupos: grupo experimental (GE) e de controlo (GC) onde ambos participaram, 2 vezes por semana durante 3 meses, no programa de promoção de saúde implementado na Associação, que incluiu uma classe de exercícios, detalhada no Anexo 1. O GE realizou ainda o treino do passo rápido voluntário nos sentidos antero-posterior e lateral (incluindo cruzado anterior e posterior) bilateralmente, durante 10 minutos (Anexo 1).

Como critérios de inclusão, foram abrangidos os voluntários que tinham idades compreendidas entre 60 e 80 anos de idade, saudáveis, ativos fisicamente e de ambos os sexos e com disponibilidade em participar no estudo. Contudo, foram excluídos os indivíduos com a presença de patologias do SNC, cardiorrespiratórias crónicas, distúrbios músculo-esqueléticos e com alterações dermatológicas. Também foram excluídos indivíduos com dependência de auxiliares de marcha, recentes episódios de fraturas e cirurgias, história de queda no último ano e que não comparecessem no dia da avaliação (Aruin, Forrest, & Latash, 1998; Mille, Johnson, Martinez, & Rogers, 2005; Liaw, Chen, Pei, Leong, & Lau, 2008; Tseng, Stanhope, & M.Morton, 2009; Mercer, Gross, Sharma, & Weeks, 2009; Claudino, Santos, & Santos, 2013)

Assim, tal como o diagrama da amostra demonstra, de todos os participantes do programa “Viva o Mo(vi)mento”, apenas 20 respeitavam os critérios de participação, tendo sido estes divididos aleatoriamente, nos 2 grupos acima referidos. Verificou-se 1 exclusão no GE por intervenção cirúrgica obtendo um n amostral final de 19 indivíduos (Figura 1).

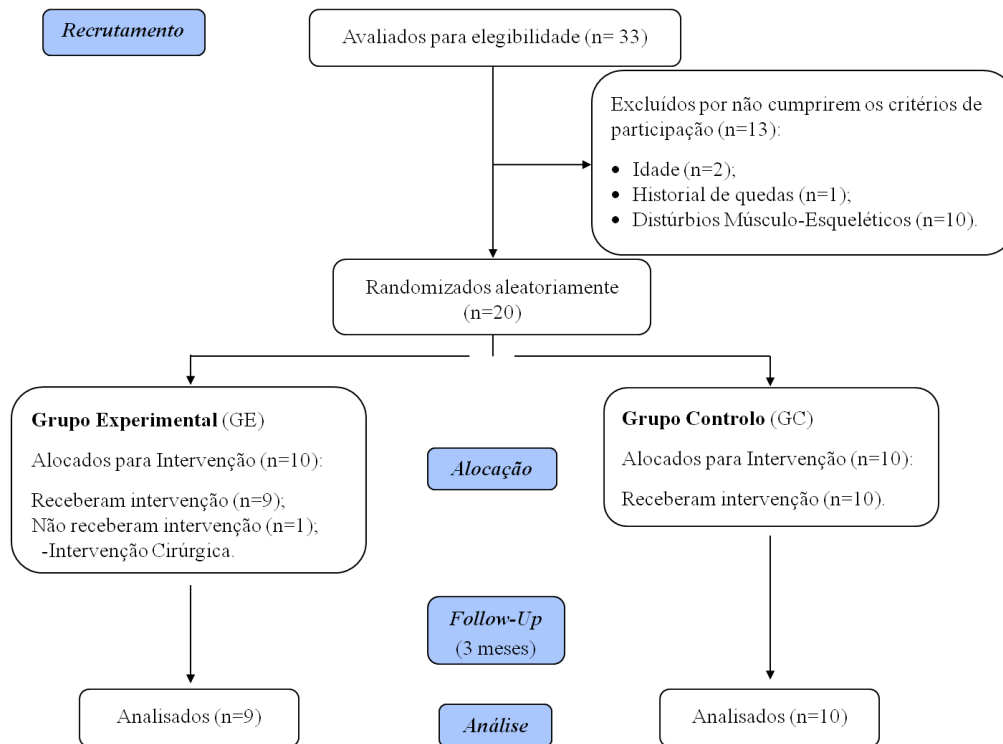


Figura 1 Diagrama do processo de seleção, alocação e variação da amostra em estudo

2.3. Instrumentos

2.3.1. Seleção e caracterização da Amostra

Para seleção e caracterização da amostra foi elaborado e aplicado um questionário com o intuito de obter os dados sociodemográficos dos voluntários e se os mesmos respeitavam os critérios de participação.

Para a recolha das medidas antropométricas, peso e altura, foi utilizada uma balança mecânica *SECA 760 (Alemanha)*, com uma classe de precisão $\pm 1\text{Kg}$ e um estadiómetro *SECA 222 (Alemanha)* com uma classe precisão $\pm 5\text{mm}$ (Pöttering & Necas, 2009; Vogel F. , 2014; Vogel S. , 2014). Seguidamente foi calculado o Índice de Massa Corporal (IMC).

2.3.2. Eletromiografia de Superfície

Para o registo do sinal eletromiográfico da atividade muscular bilateral dos músculos eretores da coluna (EC), transverso abdominal/oblíquo interno (TrA/Oi), glúteo médio (GluM), reto femoral (RF), bicípite femoral (BF), tibial anterior (TA), longo peroneal (LP) e gêmeo medial (GemM) utilizou-se 2 eletromiógrafos portáteis *bioPLUX research (PLUX®, Covilhã, Portugal)*, cada um com 8 canais analógicos de 12bit e frequência de amostragem de 1000Hz (Krishnan, Latash, & Aruin, 2012; Kanekar & Aruin, 2014).

A eletromiografia de superfície (EMGS), método bem fundamentado, permite detetar as contrações musculares e o seu *timing* de ativação de forma precisa e válida (Hermens H. J., Freriks,

Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). Foram utilizados elétrodos descartáveis autoadesivos de gel de Ag/AgCl de duplo encaixe (*Noraxon®*, *Scottsdale, USA*) para recolha do sinal eletromiográfico. Os elétrodos eram circulares e tinham uma área adesiva de 4x2.2 cm, com 1 centímetro (cm) de diâmetro de área condutora e 2 cm de distância inter-elétrodos. Para os elétrodos de referência (maléolos mediais) foram usados elétrodos descartáveis autoadesivos de gel de AgCl *Dahlhausen Einmal-EKG-Elektroden, Typ 505, Solid-Gel (Fest-Gel), Kind (Dahlhausen®*, *Köln, Alemanha*), de superfície circular e com 1 cm de raio. Estes foram ligados a sensores ativos bipolares *emgPLUX (PLUX®*, *wireless biosignals, SA, Arruda dos Vinhos, Portugal*), com um ganho de 1000, uma *passing band* de 25-500Hz e um *Common-mode rejection ratio* de 110dB, tendo sido os mesmos conectados ao eletromiógrafo portátil. Os sensores foram conectados aos 2 eletromiógrafos portáteis e de seguida a 2 computadores portáteis, via *bluetooth*, recorrendo-se ao *software MonitorPLUX (PLUX® wireless biosignals SA, Arruda dos Vinhos, Portugal)* versão 2.0, para aquisição e visualização do sinal EMGs.

O grau de impedância da pele foi avaliado através do medidor *Noraxon® (Noraxon, Scottsdale, Arizona)* (Correia & Mil-Homens, 2004).

Os dados foram recolhidos nos dois grupos antes do início do treino dos passos rápidos voluntários (M0) e após 3 meses de treino (M1).

2.3.3. *Sistema Qualisys Motion Capture e Plataforma de Forças Bertec FP4060-10*

A análise das variáveis cinemáticas como o comprimento, velocidade e latência do *stepping* anterior e posterior, bem como a visualização das estratégias do *stepping* lateral (sequenciado, direto, *cross-stepping* anterior ou posterior) foram recolhidas pelo sistema *Qualisys Motion Capture System (Qualisys AB, Gothenburg, Sweden)*, composto por 4 câmaras *Oqus 1* com uma frequência de aquisição de 100Hz, através da posição espacial de 2 marcadores refletores (*sistemas óticos*) de 19 milímetros (mm) dispostos nos maléolos laterais de cada indivíduo.

A incorporação e sincronização deste sistema com a plataforma de forças *Bertec FP4060-10*, com ligação a um amplificador *Bertec AM6300 (Bertec Corporation®*, *Columbus OH, United States of America*) combinado com a recolha do sinal eletromiográfico, permitiu registar o momento da perturbação externa (T0).

O *software Qualisys Track Manager (QTM)*, versão 2.7 (*Qualisys AB, Gothenburg, Sweden*) permitiu a aquisição e a visualização dos dados cinemáticos e de forças de reação ao solo (FRS).

Tanto os dados da EMGS, como os dados das FRS foram processados e analisados através do *software AcqKnowledge®*, versão 3.9.

Os dados foram recolhidos nos dois grupos antes do início do treino dos passos rápidos voluntários (M0) e após 3 meses de treino (M1).

2.4.Procedimentos

Numa primeira etapa, realizou-se o estudo piloto a 4 voluntários, de ambos os sexos, numa faixa etária semelhante à da amostra em estudo. Este consistiu na aplicação de um questionário piloto com o intuito de verificar a clareza e percetibilidade do mesmo, não tendo sido necessário proceder a nenhuma alteração. Para testar a praticabilidade e duração da metodologia usada procedeu-se à realização de todos os procedimentos de avaliação e, após um aumento progressivo de 0,5% à percentagem de 3% do peso corporal do indivíduo usada por Krishnan, Latash, & Aruin (2012), verificou-se que a percentagem do peso corporal que desencadeava o *stepping* como resposta a uma perturbação externa foi de 7,5% do peso corporal (Krishnan, Latash, & Aruin, 2012).

Após a concretização do estudo piloto foi distribuído, via papel, aos participantes do programa “Viva o Mo(vi)mento” da ATP, aleatorizados para o estudo, o questionário de caracterização e seleção da amostra (Anexo 2). Posteriormente à seleção da amostra, de acordo com os critérios de participação, foi realizada uma sessão de esclarecimento oral sobre os objetivos e os procedimentos de avaliação realizados nos dois momentos do estudo, pelo que houve a aceitação e concordância por parte dos participantes. De seguida, foi entregue de forma aleatória um código numérico a cada participante usado posteriormente na base de dados, garantindo o anonimato e confidencialidade dos mesmos. Por fim, os participantes foram aleatorizados pelo GE e pelo GC.

O momento inicial (M0), realizado nos meses de Janeiro e Fevereiro, e o momento final (M1), decorrido no mês de Maio, foram realizados nas instalações da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto (ESTSP), no Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana (CEMAH) num ambiente controlado e segundo a disponibilidade dos participantes.

De forma a minimizar o erro inter-observador, cada investigador responsabilizou-se pela mesma tarefa nos dois momentos de avaliação.

2.4.1. Momento Inicial (M0)

A avaliação em M0 consistiu no registo das medidas antropométricas (peso e altura) e registo da carga correspondente a 7,5% do peso corporal individual, preparação da pele, colocação dos elétrodos e marcadores refletos e por fim procedeu-se à recolha dos dados.

Para obter uma leitura mais precisa da altura e do peso, os participantes mantinham-se na posição ortostática, com o olhar direcionado para a frente, os braços ao longo do corpo, com o mínimo de roupa possível, sem calçado e meias (National Health and Nutrition Examination Survey, 2013). Durante a medição da altura com o estadiómetro, fixado perpendicularmente ao chão, o avaliador encaixava a lingueta de medição na posição horizontal, verificava se o participante mantinha o contacto das faces posteriores dos calcanhares, cintura pélvica, cintura escapular e região occipital com o estadiómetro e, por fim deslocava a lingueta de acordo com a

altura do participante sem deformar a posição neutra da cervical. A medição da altura foi executada três vezes em apneia no final da inspiração a volume corrente, sendo registada a média em metros (m) (National Health and Nutrition Examination Survey, 2013). Seguidamente foi aplicada a fórmula para o cálculo do IMC ($IMC = \frac{Massa}{Altura^2}$), adotada pela Organização Mundial de Saúde (World Health Organization, 1995).

Após a recolha das medidas antropométricas, registou-se a carga a utilizar para a perturbação externa de cada participante (7,5% do peso corporal).

Para uma menor perturbação do sinal EMG e no sentido de aumentar a fiabilidade do mesmo realizou-se, primeiramente, a preparação da pele dos participantes com o intuito de minimizar a sua resistência. A preparação adequada da pele passou por eliminar (com gilete) os pelos dos locais onde foram aplicados os elétrodos, remover (com gel esfoliante) as células mortas da epiderme e limpeza da mesma com álcool isopropílico a 97%. Com este procedimento a impedância da pele não ultrapassou os 5 k Ω (Hermens H. J., Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). Posteriormente, os elétrodos foram aplicados de acordo com as recomendações da SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*), detalhada no (Anexo 3) (Hermens H. , et al., 2006). A localização dos elétrodos foi confirmada, através da ação do músculo contra-resistência. Os elétrodos de referência foram colocados nos maléolos mediais, visto ser uma área de tecido inativo e um ponto neutro em relação aos músculos em estudo. Para evitar o afastamento dos elétrodos foi aplicado fita adesiva (tape) entre as superfícies polares dos mesmos (Hermens H. J., Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000).

De forma a obter as variáveis cinemáticas, comprimento, VM e latência do *stepping* anterior e posterior foram colocados os marcadores refletos nos maléolos laterais.

Por fim, para promover as perturbações externas no sentido anterior, posterior e lateral bilateralmente e a sucessiva recolha dos dados, foi montado um mecanismo de roldana descrito por Wolfson, Whipple, & Amerman (1986), citado por Chandler, Duncan, & Studenski, 1990). Este possuía uma barra horizontal regulável de acordo com a cintura pélvica de cada participante. Na barra horizontal estava fixa uma roldana, onde o cabo que passava sobre ela tinha dois extremos: um onde a força destabilizadora era aplicada (7,5% do peso corporal) e outro fixo ao arnês colocado no participante. O arnês para além de promover o desequilíbrio, foi utilizado para permitir a segurança de cada indivíduo, estando preso a um cabo fixo no teto. Previamente ao início do desequilíbrio foi desenhada, numa folha A3, a base de suporte de cada participante com o intuito de manter a mesma ao longo das 3 repetições realizadas em cada sentido (anterior, posterior e lateral bilateralmente). Também foi pedido aos participantes que se mantivessem numa posição confortável, com os braços ao lado do corpo e foi avisado o sentido da perturbação externa.

Posteriormente, o peso foi largado sem aviso prévio e, em caso de necessidade, o participante era amparado por dois investigadores (Figura 2).

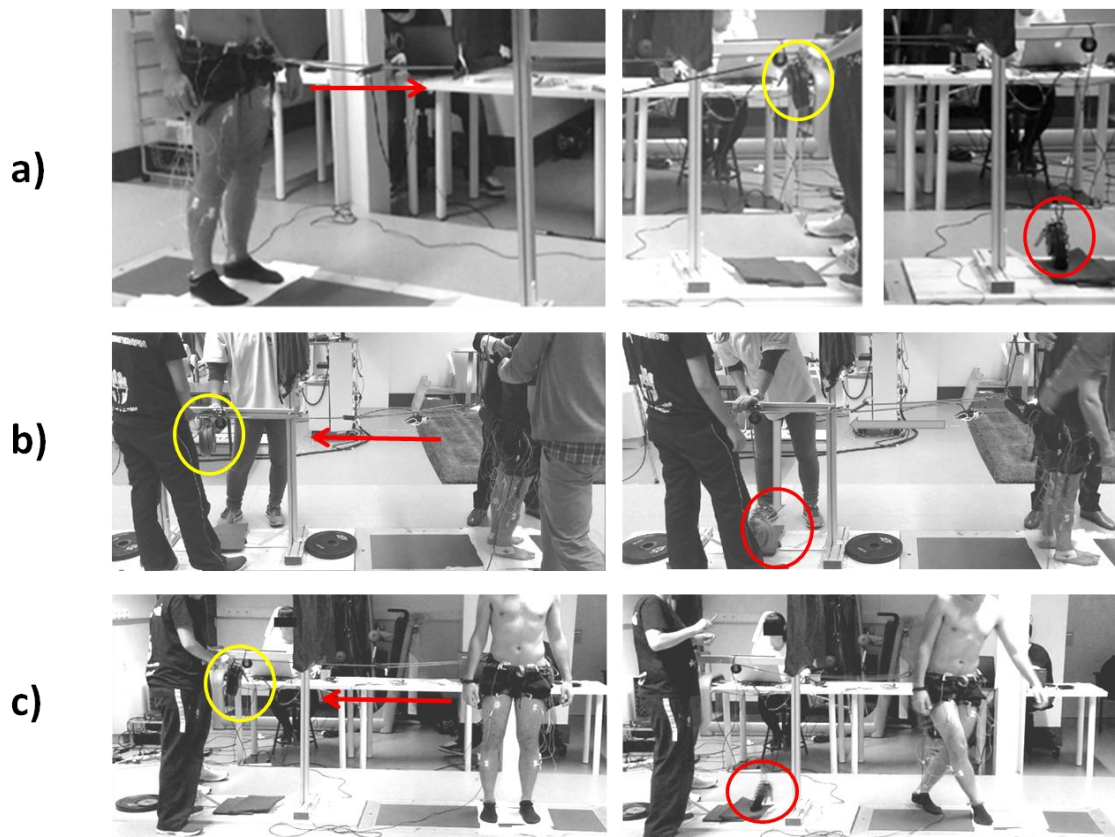


Figura 2- Sistema de roldanas

a) Perturbação no sentido anterior; b) Perturbação no sentido posterior; c) Perturbação no sentido lateral. As setas indicam o sentido da perturbação e os círculos amarelos e vermelhos correspondem à força estabilizadora antes e após o distúrbio, respetivamente.

No final dos procedimentos anteriores foi colocado creme hidratante no local onde foram aplicados os eletrodos com o intuito de minimizar a irritabilidade da pele dos participantes.

2.4.2. *Momento final (M1)*

A avaliação do M1 consistiu na aplicação dos procedimentos descritos no M0, somente as medidas antropométricas é que não foram reavaliadas.

2.4.3. *Processamento e análise de dados*

As componentes vertical, antero-posterior e médio-lateral da posição espacial dos pontos aplicados nos maléolos laterais foram, previamente, filtradas no momento da sua extração no *software Qualysis Track Manager*, versão 2.7 através do filtro *Mooving Average*.

De forma a sincronizar e processar os sinais analógicos/digitais recolhidos (sinal EMG e FRS), foi criada uma rotina no *software MatLab Student (MathWorks, Pozuelo de Alarcon, Espanha)*.

Numa primeira instância, o sinal EMG recolhido foi convertido através do *software Monitor Flux*, versão 2.0. De seguida, foi aplicado um filtro digital de 2ª ordem (*Infinite Impulse Response – Butterworth*), um de 20Hz (*high pass*) e outro de 500Hz (*low pass*), com o objetivo de eliminar o

ruído elétrico e/ou do movimento do cabo; um filtro de 30Hz para remover sinais cardíacos e um filtro de 7Hz (*low pass*) aplicado aos dados da plataforma de forças. O *Root Mean Square* (RMS) foi calculado a 10 amostras.

Para a análise dos dados foi utilizado o *software Acqknowledge*® versão 3.9. Determinou-se o início da perturbação externa (T0) que correspondeu ao ponto em que o sinal da FRS no eixo vertical excedeu a média mais duas vezes o desvio-padrão do sinal da linha de base, durante 50 frames consecutivos. A linha de base foi definida como um intervalo de 50 milissegundos (ms), 500 ms antes do ponto em que visualmente ocorre a perturbação.

O *timing* de ativação muscular foi definido como sendo o intervalo de tempo entre o T0 e o início da atividade muscular, quando a média do RMS foi superior à média mais 2 desvios-padrão do sinal da linha de base, ao longo de 30 frames consecutivos. Por último, foi calculada a média das 3 repetições do *timing* de ativação para cada músculo estudado. Foi considerado APA quando os valores se encontravam no intervalo de -100 a 50 ms e APC₁ e APC₂ no intervalo de 50 a 200 ms e de 200 a 350 ms, respetivamente (Santos, Kanekar, & Aruin, 2010; Mohapatra, Kukkar, & Aruin, 2014).

O comprimento do *stepping* foi definido como sendo a distância desde o início do movimento do membro inferior (MI) que se moveu (T1) e o momento a partir do qual a posição se manteve constante (T2). A latência do *stepping* como sendo o período de tempo entre o início da perturbação (T0) e o início do movimento do MI que realizou o passo (T1). Por sua vez, a VM do *stepping* foi calculada pela divisão do comprimento do passo pela sua duração (período de tempo entre T1 e T2).

Através do registo cinemático em 3D das respostas de todos os indivíduos através do software QTM, versão 2.7, verificou-se que as estratégias de *stepping* perante os distúrbios laterais eram diferentes, nomeadamente cruzado anterior ou posterior, lateral sequenciado ou lateral direto, comprovados pela evidência (Anexo 4) (Maki, Edmondstone, & McIlroy, 2000; Mille, Johnson, Martinez, & Rogers, 2005; Young, JillWhitall, & Rogers, 2013).

2.5.Ética

O estudo em questão, com o número de registo 3877/2014, foi aprovado pela Comissão de Ética da ESTSP.

Todos os participantes foram sujeitos a uma sessão de esclarecimento oral sobre os objetivos e os procedimentos de avaliação realizados nos dois momentos do estudo e, também, assinaram um termo de consentimento informado, segundo a declaração de Helsínquia (Anexo 5).A cada participante foi entregue aleatoriamente um código, onde apenas os investigadores tiveram acesso à base de dados, assegurando a sua confidencialidade.

2.6. Estatística

Para a análise estatística descritiva inferencial utilizou-se o *software* SPSS 22.0 (*Statistical Package for the Social Sciences*®) com nível de significância 0,05 (Marôco, 2007).

A normalidade das variáveis em estudo foi testada através do teste *Shapiro-Wilk*. Como a maioria das variáveis não seguia a normalidade foi usado os testes não paramétricos. Para a estatística descritiva, utilizou-se a mediana como medida de tendência central e os quartis 25 e 75 como medidas de dispersão (Marôco, 2007).

Para testar as diferenças das variáveis idade, altura e peso foi usado o teste *Mann-Whitney* (U). O teste de Qui-quadrado foi usado para a variável sexo, bem como para o tipo de estratégias de *stepping* após perturbações laterais (Marôco, 2007).

Para testar a diferença entre grupos da variação dos dois momentos de avaliação do *timing* e sequência de ativação muscular, comprimento, latência, VM e classificação dos APA, APC₁ e APC₂ durante o *stepping* anterior e posterior bilateral foi utilizado os testes não-paramétricos *Mann-Whitney* (U) (Marôco, 2007).

3 Resultados

A amostra final foi constituída por 19 participantes divididos em 2 grupos, GE (n= 9) e GC (n=10), sendo que cada grupo foi composto por 5 participantes do sexo masculino. Relativamente às variáveis sexo, idade, peso, altura e IMC não se verificou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos comprovando a homogeneidade dos mesmos ($p > 0,05$) (Tabela 1).

Tabela 1 - Caracterização da Amostra em estudo

		Idade (anos)	Peso Corporal (Kg)	Altura (m)	IMC (Kg/m ²)
GE (n=9)	P25	68,00	55,50	1,48	25,01
	Md	72,00	67,00	1,63	26,18
	P75	74,00	78,00	1,69	27,31
GC (n=10)	P25	62,75	64,75	1,55	26,03
	Md	68,00	68,50	1,62	27,42
	P75	73,00	78,25	1,65	31,31
Valor Teste U		30,00	41,00	41,50	26,00
Valor p		0,22	0,74	0,77	0,12

GE: Grupo Experimental; GC: Grupo Controlo; n: número de participantes; Md: Mediana; P25: Percentil 25; P75: Percentil 75; Kg: Quilograma; m: metro; Kg/m²: Quilograma por metro²; IMC: Índice de Massa Corporal; U: Valor do teste *Mann-Whitney* para duas amostras independentes; Valor p: valor prova da comparação entre grupos das variáveis através do teste U.

3.1. Stepping Anterior

3.1.1. Timing Muscular

Na análise dos músculos da coxa verificou-se que na variação do *timing* do músculo RF ipsilateral ao membro do passo, o GE aumentou significativamente o *timing* de ativação do que o GC ($p = 0,01$). Na variação do *timing* dos músculos BF ipsilateral e contralateral ao membro do passo, o GE diminuiu significativamente menos o *timing* de ativação do que o GC ($p = 0,04$, em ambos).

Na observação dos músculos da perna constatou-se que na variação do *timing* do músculo TA contralateral ao membro do passo, o GE diminuiu significativamente menos o *timing* de ativação do que o GC ($p = 0,04$). Na variação do *timing* do músculo gêmeo medial contralateral ao membro do passo, o GE diminuiu significativamente o *timing* de ativação do que o GC ($p = 0,03$).

Na análise detalhada da mediana da variação concluiu-se que o *timing* de ativação diminuiu em 56% e 88% dos músculos do GE e do GC, respetivamente (Tabela 2).

Tabela 2 - Variável diferença (M0-M1) entre grupos dos *timings* de ativação do *stepping* anterior

Timing ativação dos músculos do tronco (s)												
	EC_ipsi		EC_contra		TraOi_ipsi		TraOi_contra		GluM_ipsi		GluM_contra	
	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC
n	9	10	9	10	8	8	9	8	9	10	9	10
Md	0,07	0,14	0,05	0,09	0,01	0,04	0,02	0,06	0,01	0,04	-0,06	-0,01
P25	-0,01	0,05	-0,09	0	-0,11	0	-0,07	0,01	-0,05	-0,04	-0,17	-0,07
P75	0,18	0,30	0,13	0,29	0,07	0,09	0,10	0,10	0,02	0,23	0,09	0,06
U	31,00		32,00		24,50		29,00		23,00		30,00	
Valor ρ	0,25		0,29		0,43		0,31		0,07		0,22	
Timing ativação dos músculos da coxa (s)												
	RF_ipsi		RF_contra		BF_ipsi		BF_contra					
	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC
	n	9	10	9	10	8	10	9	10			
Md	-0,03	0,14	0,07	0,03	0,01	0,07	0	0,05				
P25	-0,08	0,07	-0,11	-0,01	-0,05	0,04	-0,11	0,01				
P75	0,09	0,19	0,10	0,08	0,05	0,15	0,04	0,26				
U	14,50		44,50		17,00		20,00					
Valor ρ	0,01		0,97		0,04		0,04					
Timing ativação dos músculos da perna (s)												
	TA_ipsi		TA_contra		LP_ipsi		LP_contra		GemM_ipsi		GemM_contra	
	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC
n	9	10	9	10	9	10	9	10	9	10	9	10
Md	0	0,12	0,03	0,11	0	0,04	0,04	0,04	0,02	0,03	0,05	-0,02
P25	-0,06	0,02	-0,04	0,04	-0,06	0	-0,01	-0,01	-0,01	-0,40	0,02	-0,06
P75	0,10	0,19	0,09	0,13	0,03	0,10	0,09	0,06	0,05	0,11	0,06	0,06
U	25,50		20,00		23,50		41,50		37,00		18,50	
Valor ρ	0,11		0,04		0,08		0,77		0,51		0,03	

EC: Eretores da Coluna; TraOI: Transverso/Obliquo Interno; GluM: Glúteo Médio; RF: Reto Femoral; BF: Bicipite Femoral; TA: Tibial Anterior; LP: Longo Peroneal; GemM: Gêmeo Medial; ipsi: ipsilateral ao membro do passo; contra: contralateral ao membro do passo; s: segundos; GE: Grupo Experimental; GC: Grupo Controlo; n: número de participantes; Md: Mediana; P25: Percentil 25; P75: Percentil 75; U: Valor de teste *Mann-Whitney* para duas amostras independentes; Valor ρ : valor prova da comparação entre grupos das variáveis através do teste U.

3.1.2. Comprimento, Latência e VM

Na análise das variáveis cinemáticas do *stepping* anterior verificou-se que na variação do comprimento não houve diferenças estatisticamente significativas ($\rho > 0,05$). Contudo na observação detalhada da variação constatou-se que o GE aumentou mais o comprimento do que o GC.

Na análise da variação da latência do *stepping* anterior observou-se que o GE aumentou significativamente a latência do que o GC ($\rho = 0,001$).

Quanto à análise da variação da velocidade média constatou-se que o GE diminuiu significativamente mais a velocidade média do *stepping* anterior do que o GC ($\rho < 0,001$) (Tabela 3).

Tabela 3- Variável Diferença (M0-M1) entre grupos das variáveis cinemáticas do *stepping* anterior

		Variável Diferença (M0-M1)	
		GE	GC
Comprimento (m)	n	9	10
	Md	-0,02	-0,01
	P25;P75	-0,05; 0,09	-0,08; 0,05
	U	40,00	
	Valor ρ	0,683	
Latência (s)	n	9	10
	Md	-0,11	0,01
	P25;P75	-0,17; -0,05	-0,02; 0,04
	U	5,00	
	Valor ρ	0,001	
Velocidade Média (m/s)	n	9	10
	Md	3,26	0,2
	P25;P75	1,03; 4,70	0,02; 0,45
	U	0	
	Valor ρ	<0,001	

m: metro; **s:** segundos; **m/s:** metro por segundo; **M0:** Momento inicial; **M1:** Momento final; **GE:** Grupo Experimental; **GC:** Grupo Controle; **n:** número de participantes; **Md:** Mediana; **P25:** Percentil 25; **P75:** Percentil 75; **U:** Valor de *teste Mann-Whitney* para duas amostras independentes; **Valor ρ :** valor prova da comparação entre grupos das variáveis através do teste U.

3.2. *Stepping* Posterior

3.2.1. *Timing* Muscular

Ao analisar a variação do *timing* de ativação muscular do *stepping* posterior constatou-se que não houve diferenças estatisticamente significativas ($\rho > 0,05$).

Na análise detalhada da mediana da variação do *timing* observou-se uma diminuição em 94% e 88% dos músculos do GE e do GC, respetivamente (Tabela 4).

Tabela 4- Variável diferença (M0-M1) entre grupos dos *timings* de ativação do *stepping* posterior

Timing de ativação dos músculos do tronco (s)												
	EC_ipsi		EC_contra		TraOi_ipsi		TraOi_contra		GluM_ipsi		GluM_contra	
	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC
n	7	8	7	8	4	8	7	7	7	8	7	7
Md	0,01	0,01	0,02	-0,01	0,02	0,07	0,01	0,1	-0,03	0,05	0,03	0,02
P25	-0,05	-0,04	-0,01	-0,15	-0,02	-0,04	-0,1	-0,04	-0,07	-0,01	-0,02	-0,01
P75	0,06	0,06	0,05	0,08	0,17	0,24	0,19	0,13	0,08	0,08	0,06	0,06
U	27,50		23,50		13,00		19,00		21,00		22,50	
Valor ρ	0,954		0,602		0,61		0,481		0,417		0,798	
Timing de ativação dos músculos da coxa (s)												
	RF_ipsi		RF_contra		BF_ipsi		BF_contra					
	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC
n	7	8	7	8	7	8	7	8	7	8	7	8
Md	0,01	0,12	0,06	-0,01	0,06	0,1	0,04	0,06				
P25	-0,04	-0,07	-0,07	-0,06	0,01	-0,05	0,02	0,01				
P75	0,11	0,23	0,09	0,05	0,13	0,09	0,09	0,08				
U	20,00		18,50		19,00		26,50					
Valor ρ	0,352		0,269		0,296		0,862					
Timing de ativação dos músculos da perna (s)												
	TA_ipsi		TA_contra		LP_ipsi		LP_contra		GemM_ipsi		GemM_contra	
	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC	GE	GC
n	7	8	7	8	7	8	7	8	7	8	7	8
Md	0,03	0,02	0,03	0	0,09	0,03	0,03	0,03	0,12	0,1	0,1	0,04
P25	-0,1	-0,03	-0,01	-0,03	-0,03	-0,01	-0,02	-0,01	0,01	0,2	0,05	-0,01
P75	0,13	0,05	0,09	0,03	0,17	0,06	0,18	0,06	0,18	0,18	0,16	0,29
U	26,50		21,50		22,00		27,50		24,00		27,50	
Valor ρ	0,862		0,446		0,487		0,954		0,643		0,954	

EC: Eretores da Coluna; **TraOI:** Transverso/Oblíquo Interno; **GluM:** Glúteo Médio; **RF:** Reto Femoral; **BF:** Bicipite Femoral; **TA:** Tibial Anterior; **LP:** Longo Peroneal; **GemM:** Gêmeo Medial; **ipsi:** ipsilateral ao membro do passo; **contra:** contralateral ao membro do passo; **s:** segundos; **GE:** Grupo Experimental; **GC:** Grupo Controle; **n:** número de participantes; **Md:** Mediana; **P25:** Percentil 25; **P75:** Percentil 75; **U:** Valor de teste *Mann-Whitney* para duas amostras independentes; **Valor ρ :** valor prova da comparação entre grupos das variáveis através do teste U.

3.2.2. Comprimento, Latência e VM

Na análise das variáveis cinemáticas do *stepping* posterior verificou-se que na variação do comprimento, o GE aumentou significativamente o comprimento do *stepping* do que o GC ($\rho = 0,038$).

Quanto à análise da variação da latência constatou-se que o GE aumentou significativamente a latência do *stepping* do que o GC ($\rho = 0,047$).

Relativamente à variação da velocidade média do *stepping* observou-se que o GE apresentou uma diminuição superior da velocidade média do que o GC, embora esta não seja estatisticamente significativa ($\rho > 0,05$).

Tabela 5- Variável Diferença (M0-M1) entre grupos das variáveis cinemáticas do *stepping* posterior

		Variável Diferença (M0-M1)	
		GE	GC
Comprimento (m)	n	9	9
	Md	-0,12	0,05
	P25;P75	-0,15; 0	-0,05; 0,09
	U	17,00	
	Valor ρ	0,038	
Latência (s)	n	9	9
	Md	-0,12	0,01
	P25;P75	-0,20; -0,03	-0,09; 0,07
	U	18,00	
	Valor ρ	0,047	
Velocidade Média (m/s)	n	9	9
	Md	0,9	0,32
	P25;P75	-0,18; 1,84	0,19; 0,52
	U	29,00	
	Valor ρ	0,31	

m: metro; **s:** segundos; **m/s:** metro por segundo; **M0:** Momento inicial; **M1:** Momento final; **GE:** Grupo Experimental; **GC:** Grupo Controle; **n:** número de participantes; **Md:** Mediana; **P25:** Percentil 25; **P75:** Percentil 75; **U:** Valor de *teste Mann-Whitney* para duas amostras independentes; **Valor ρ :** valor prova da comparação entre grupos das variáveis através do teste U.

3.3. Ajustes Posturais Antecipatórios (APA) e Compensatórios (APC₁; APC₂)

3.3.1. *Stepping Anterior*

Na análise dos ajustes posturais contralaterais ao membro do passo observou-se através do total da diferença entre o M1-M0 dos APC₁ que o GE diminuiu significativamente o número de APC₁ do que o GC ($\rho = 0,03$). Na análise detalhada do total da diferença entre M1-M0 dos APC₁ ipsilaterais ao membro do passo observou-se que o GE não apresentou variação dos mesmos e o GC aumentou o número de APC₁.

Quanto aos APA ipsilaterais ao membro do passo observou-se que o GE aumentou menos o número de APA comparativamente ao GC. Já no membro contralateral verificou-se que o GE aumentou mais o número de APA relativamente ao GC.

Relativamente aos APC₂ ipsilaterais ao membro do passo observou-se que o GE diminuiu menos o número de APC₂ do que o GC. No membro contralateral o GE aumentou mais o número de APC₂ do que o GC (Gráfico 1).

Nº total da diferença entre M1-M0 dos ajustes posturais durante o *stepping* anterior

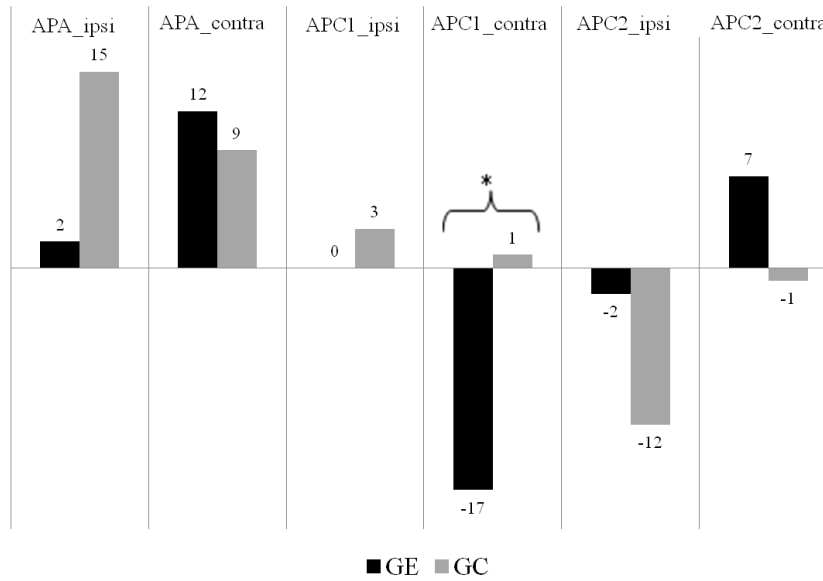


Gráfico 1- Comparação intergrupo da diferença entre M0-M1 dos Ajustes Posturais durante *stepping* anterior

*Valor $p < 0,05$ extraído do teste *Mann-Whitney* para duas amostras independentes. M0: Momento inicial; M1: Momento final; APA: Ajuste Postural Antecipatório; APC1 e APC2: 1º e 2º Ajuste Postural Compensatório, respetivamente; ipsi e contra: ipsilateral e contralateral ao membro do passo; GE: Grupo Experimental; GC: Grupo Controle.

3.3.2. *Stepping Posterior*

Na análise dos ajustes posturais ipsilaterais ao membro do passo observou-se através do total da diferença entre o M1-M0 dos APA que o GE aumentou significativamente mais o número de APA do que o GC ($p = 0,048$). Na análise detalhada do total da diferença entre o M1-M0 dos APA contralaterais ao membro do passo observou-se que o GE aumentou mais o número de APA comparativamente ao GC.

Quanto aos APC₁ ipsilaterais e contralaterais ao membro do passo observou-se que o GE aumentou o número de APC₁ do que o GC.

Relativamente aos APC₂ ipsilaterais ao membro do passo observou-se que o GE diminuiu mais o número de APC₂ do que o GC. No membro contralateral o GE diminuiu menos o número de APC₂ do que o GC (Gráfico 2).

Nº total da diferença entre M0-M1 dos ajustes posturais durante o *stepping* posterior

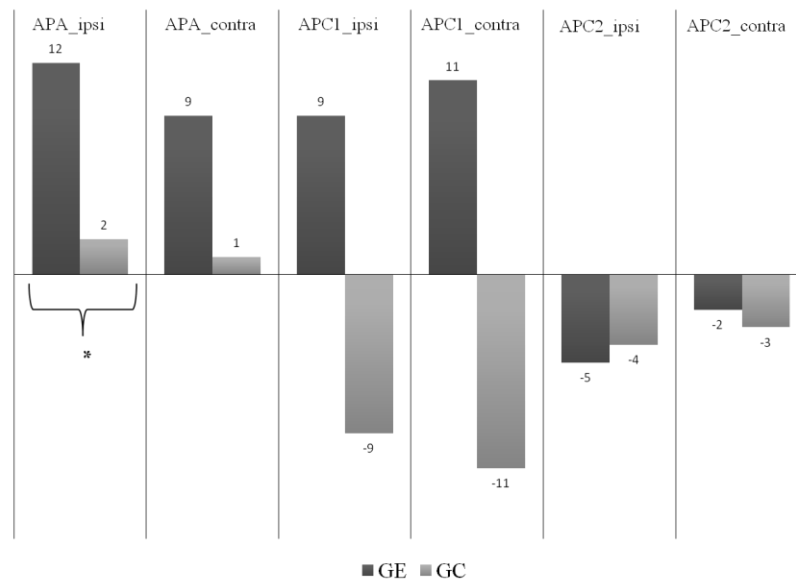


Gráfico 2- Comparação intergrupo da diferença entre M0-M1 dos Ajustes Posturais durante *stepping* posterior

*Valor $p < 0,05$ extraído do teste *Mann-Whitney* para duas amostras independentes. M0: Momento inicial; M1: Momento final; APA: Ajuste Postural Antecipatório; APC1 e APC2: 1º e 2º Ajuste Postural Compensatório, respectivamente; ipsi e contra: ipsilateral e contralateral ao membro do passo; GE: Grupo Experimental; GC: Grupo Controle.

3.4. Sequência de Ativação Muscular durante o *Stepping* Anterior e Posterior

Durante a análise das sequências de ativação muscular durante o *stepping* anterior e posterior observou-se que nenhum dos participantes utilizou o mesmo padrão de recrutamento muscular tanto no GE como no GC (Tabela 6).

Tabela 6-Sequência de ativação muscular durante o stepping anterior e posterior nos membros ipsilaterais e contralaterais ao passo

		<i>Stepping Anterior</i>				<i>Stepping Posterior</i>			
		M0		M1		M0		M1	
		Membro Ipsilateral (n=19)	Membro Contralateral (n=19)	Membro Ipsilateral (n=19)	Membro Contralateral (n=19)	Membro Ipsilateral (n=17)	Membro Contralateral (n=17)	Membro Ipsilateral (n=17)	Membro Contralateral (n=17)
Grupo Experimental (n=9)	M	FGCEDBHA	EFCBGHAD	CGBDAEHF	HCDFGABE	GBEACHFD	FEABCDG	CAEBHGF	DBAGHECF
	M	GCADFBHE	DCFHBAGE	FEGADHBC	HAEBDCGF	AGEDFBHC	BDEGHACF	CBGHDEFA	CDABEHGF
	F	EGDFHCA	GEDBHCAF	DECGBFHA	DCHFEGAB			CBDEGFHA	DCEAFBGH
	M	GHBDCFEA	GBHFDECA	EDGCHABF	EGDHFCBA	GCABFEHD	GACFDHEB	CDEHBAFG	CFGDEHAB
	F	EACDGBFH	GEDHFACB	AHECDFGB	FHEDCBGA	HDABEGFC	HDCABEGF	CGBEDAF	DABCGEFH
	M	GCEDBAF	GHBCEADF	EGBHAFCD	DEHCFBGA	GCEADBF	EGHACDFB	DBEACFGH	EGBHAFCD
	F	DEFGBHCA	EDFBGHCA	CFBEDAHG	BDCFEAGH	EDCBHAFG	DCEGBFAH	DECAFHBG	DEBCGHFA
	M	GBFHDECA	GDFBEHCA	GBHFDAEC	FBGEDHCA	EBGCFHAD	FHGEDACB	CDGEHFBA	CDGBEFHA
	F	EFHBAGCD	FGHBCDEA	GCBEDAFH	ADCEHGBF			CEHBADEF	CAHGBDEF
Grupo Controle (n=10)	M	CHDFBEGA	GDCHFBEA	CBGHDEFA	DHGCBEFA	HDGECFAB	DGFEAHCB	CGEDHBAF	HGDBEFCA
	F	GCHBEDFA	EGHBDCAF	GEDACHBF	EGBDAHCF	CGEBDAHf	CEADHGFB		
	F	ACGDHFBE	CDHBGEFA	BDECFAHG	BCEFDHGA	CBGEDAHF	ACEGDBFH	CDGEHBAF	CGDEHBFA
	F	GDHBCAEF	FDCGHBAE	FBCEDHAG	HDFAGCBE	AECDBHGF	GEDBFHAC	CDABEHFG	HADEBCFG
	M	GCDBHFEA	GHCFBDEA	GFEBCHDA	FEHDGBCA	GEDFBACH	GBEDAFHC	BGEDHCAF	BGCDAEFH
	M	CDHBEFAG	FCGDHEBA	AHBDEFGC	BEHDACGF	EDAHBGCF	EDBHAFCG	EDCGHBAF	DEHBGACF
	F	GHECBDF	HEGCAFDB	FGACEHBD	EDFHBGCA	GEHABDFC	AGECFHDB	GEDCBFAH	DBEHCF
	F	CHGEDFBA	CGDHBEAF	FDCBAEG	GHCBEDAF	BCDAGEHF	EDGCBFHA		
	M	EHCDBFAG	GCHDFEBA	AECDBFG	BAEGCFD	DEABCGFH	FEDABGHC	HEBACFDG	CEDAGFB
M	EFDBHCGA	FDEBGAHC	EPDHCGBA	EPGHDACB	CBEAGDFH	CAEBDGHF	AGEHCDBF	ACHFGEBD	

A: Eretores da Coluna; **B:** BF; **C:** Gêmeo medial; **D:** Longo Peroneal; **E:** TA; **F:** RF; **G:** GluM; **H:** Tra/OI; **M:** Masculino; **F:** Feminino; **M0:** Momento inicial; **M1:** Momento final.

3.5. Estratégias de stepping após perturbação lateral dominante e não dominante

3.5.1. Stepping Lateral Dominante

Após a perturbação no sentido lateral dominante concluiu-se não existir associação entre a estratégia de *stepping* com o GE e o GC, tanto no M0 como no M1 ($p > 0,05$). Porém verificou-se que a estratégia mais frequente nos dois momentos e grupos foi a estratégia de *stepping* lateral direto (Gráfico 3).

Estratégias mais frequentes utilizadas no M0 e M1 durante a perturbação no sentido Lateral Dominante

[M0: $\chi^2=5,248$; $\rho>0,05$]; (M1: Variável constante)]

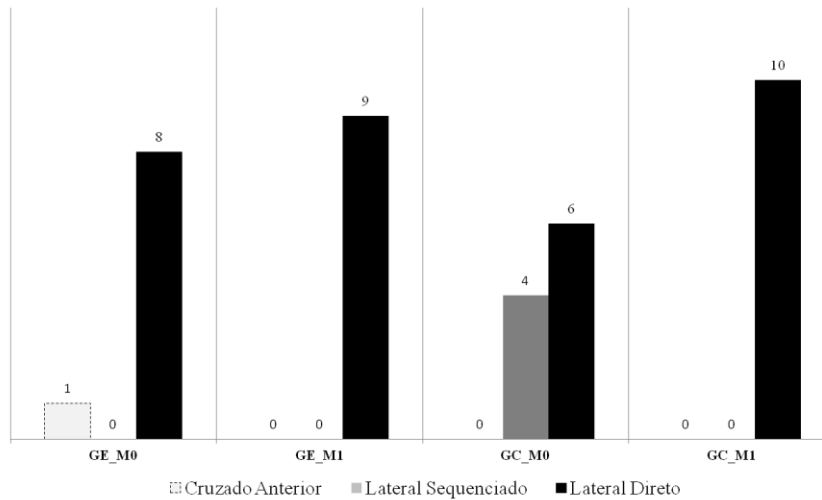


Gráfico 3- Estratégias após perturbação lateral dominante

M0: Momento inicial; **M1:** Momento final; **GE:** Grupo Experimental; **GC:** Grupo Controlado; χ^2 : Valor de teste Qui-Quadrado; **Valor ρ :** valor prova da associação entre grupos das variáveis através do teste χ^2 .

3.5.2. *Stepping Lateral não Dominante*

Após a perturbação no sentido lateral não dominante concluiu-se não existir associação entre a estratégia de *stepping* com o GE e o GC, tanto no M0 como no M1 ($\rho > 0,05$). Porém verificou-se que, na generalidade, a estratégia mais frequente nos dois momentos e grupos foi a estratégia de *stepping* lateral direito.

Estratégias mais frequentes utilizadas no M0 e M1 durante a perturbação no sentido Lateral não Dominante

[M0: $\chi^2=6,164$; $\rho>0,05$]; (M1: $\chi^2=3,206$; $\rho>0,05$)]

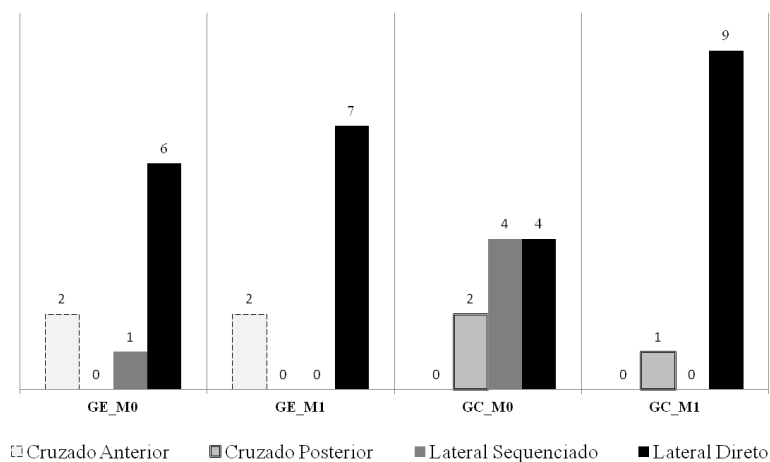


Gráfico 4- Estratégias após perturbação lateral não dominante

M0: Momento inicial; **M1:** Momento final; **GE:** Grupo Experimental; **GC:** Grupo Controlado; χ^2 : Valor de teste Qui-Quadrado; **Valor ρ :** valor prova da associação entre grupos das variáveis através do teste χ^2 .

4. Discussão

O presente estudo teve como intuito avaliar a influência do treino do passo rápido voluntário nas estratégias de *feedforward* e *feedback* em adultos mais velhos aquando do *stepping* anterior e posterior bilateralmente, bem como analisar o *timing* e sequência de ativação muscular, os APA, APC₁ e APC₂, o comprimento, latência e VM do passo nas direções anteriormente descritas e também verificar as estratégias de passo lateral.

4.1. *Timing de Ativação Muscular e Ajustes Posturais Antecipatórios e Compensatórios*

Perante um distúrbio no sentido anterior capaz de desencadear o *stepping*, o padrão de ativação muscular comum passa pela ativação inicial do músculo gastrocnémio e BF em ambos os membros inferiores. Posteriormente é verificado uma ativação do músculo TA e RF do membro ipsilateral seguido de uma ativação do músculo gastrocnémio e BF do membro ipsilateral (Thelen, et al., 2000). Através dos resultados obtidos por Thelen, et al. (2000), no qual estudou a diferença da atividade muscular após um distúrbio anterior entre jovens e adultos mais velhos, verificou-se que apesar de ambos recrutarem a mesma sequência de ativação muscular, acima mencionada, os adultos mais velhos apresentavam um atraso no *timing* de ativação dos músculos gastrocnémio e BF contralateral e do músculo RF ipsilateral. Esse atraso no *timing* de ativação muscular pode ser explicado pela capacidade dos adultos mais velhos apresentarem uma maior coativação dos músculos agonistas e antagonistas como estratégia de recuperação compensatória do equilíbrio (Thelen, et al., 2000; Norikin & Levangie, 2001).

No estudo de Schoene, et al., (2013), com metodologia semelhante ao presente estudo, os adultos mais velhos após realizarem um programa de treino do passo nas direções antero-posterior e lateral, através de um sistema de *videogame* e música, durante 2 a 3 vezes/semana, 15 a 20 minutos por um período de intervenção de 2 meses melhoraram o tempo de reação do *stepping*. Também Rogers, Johnson, Martinez, Mille, & Hedman, (2003) após avaliar a influência do treino do passo (2 vezes/semana durante 3 semanas) no tempo de reação do *stepping* voluntário anterior, em adultos mais velhos, concluiu que o treino do passo tem potencial para melhorar o tempo de reação do *stepping* (Rogers, Johnson, Martinez, Mille, & Hedman, 2003; Schoene, et al., 2013).

Com base nos resultados do presente estudo e na descrição acima referida, observou-se que, no geral, o GE diminuiu significativamente menos o *timing* de ativação do que o GC, ou seja, apresentou uma resposta à perturbação externa menos rápida. Este facto pode ser explicado pela variação dos ajustes posturais, onde o GE, comparativamente ao GC, diminuiu significativamente os APC₁ contralateral, bem como apresentou um maior aumento e uma diminuição, não significativa, dos APA e dos APC₂, indo de encontro a Shen & Mak, (2012) quando afirmam que a contínua prática do *stepping* voluntário promove a aprendizagem da direção a tomar após a

perturbação o que pode facilitar o aumento dos APA e a diminuição das estratégias compensatórias para adquirir o controlo postural e uma execução adequada do *stepping* (Shen & Mak, 2012).

A capacidade de executar o *stepping* posterior torna-se importante para a recuperação do equilíbrio após distúrbios no mesmo sentido. Adultos mais velhos tendem a promover o equilíbrio com um simples passo dependendo sempre da posição de inclinação da superfície de contacto (Hsiao & Robinovitch, 2001). Com base nos resultados observou-se que há uma tendência para o GE diminuir mais o *timing* de ativação muscular, ou seja, é mais rápido a ativar-se que o GC, o que leva a pensar que o treino do passo rápido minimiza as alterações decorrentes do envelhecimento no que respeita ao *timing* de ativação muscular, pois segundo McIlroy & Maki, (1996) sabe-se que adultos e jovens respondem de forma mais rápida após uma perturbação externa o que podemos concluir que os adultos mais velhos deste estudo igualaram os adultos e jovens da evidência. Por outro lado, a variação dos ajustes posturais do GE, comparativamente ao GC, aumentou significativamente mais os APA ipsilateral, bem como um aumento, não significativo, dos APA contralateral e APC₁ de ambos os membros, o que pode sugerir que o GE com o treino do passo rápido voluntário para além de executarem o *stepping* de forma mais rápida, encontravam-se mais preparados para a execução do mesmo. Quando se compara como GC pode-se afirmar que estes apresentaram uma diminuição do controlo postural, visto que não apresentaram ajustes posturais suficientes face à perturbação externa.

Não foi verificado nenhum padrão de ativação muscular semelhante tanto no M0 como no M1, pelo que se pode afirmar que cada pessoa responde de maneira diferente ao mesmo estímulo de treino (Mansfield A. , Peters, Liu, & Maki, 2007; Baechle & Earle, 2008).

4.2. Comprimento, latência e velocidade média durante o *stepping* anterior e posterior

O processo de envelhecimento, segundo Karamanidis et al. (2008) promove a diminuição da capacidade dos músculos extensores do joelho darem uma resposta de *stepping* eficaz face a um distúrbio anterior, resultando em passos de menor comprimento (Karamanidis, Arampatzis, & Mademli, 2008). Também Lee, Gadareh, & Bronstein,(2014) afirmam que para distúrbios posteriores, os adultos mais velhos, pela degeneração quantitativa e qualitativa do SNC, também respondem com passos menores (Lee, Gadareh, & Bronstein, 2014).

Desta forma, a capacidade reduzida que os adultos mais velhos apresentam em recuperar o equilíbrio após distúrbios externos e conseqüentemente queda, estará relacionada com a diminuição do comprimento do *stepping* (Karamanidis, Arampatzis, & Mademli, 2008; Carty, Mills, & Barrett, 2011; Ochi, et al., 2013).

Perante os resultados obtidos verificou-se que tanto no *stepping* anterior como no posterior o GE, comparativamente ao GC, apresentou um maior comprimento do passo. Contudo no *stepping*

anterior essa diferença não foi significativa. Com isto pode-se deduzir que o treino do passo rápido voluntário diminuiu as alterações que o processo de envelhecimento produz no comprimento do passo. Também, Rogers, Johnson, Martinez, Mille, & Hedman, (2003) para além de terem verificado a influência do treino do passo no *timing* de ativação muscular, acima descrito, observaram o comprimento do *stepping* que em apenas 3 semanas de treino houve uma tendência positiva para o comprimento do passo aumentar promovendo um bom controlo postural na execução do *stepping* (Rogers, Johnson, Martinez, Mille, & Hedman, 2003).

Ao analisar, no presente estudo, a variação da latência, traduzindo o período de tempo entre o início da perturbação e o início do movimento do MI que realizou o passo, tanto no *stepping* anterior como no posterior observou-se que o GE aumentou significativamente a latência comparativamente ao GC após o treino do passo rápido voluntário, ou seja, demoraram mais tempo a desencadear a estratégia de *stepping*, indo de encontro a Liu, Kim, Long, Pohl, & Duncan, (2003) que afirma que o aumento de APA promove um aumento da latência.

Quanto à variação da VM do *stepping* anterior e posterior constatou-se que o GE diminuiu significativamente mais a velocidade do que o GC. Porém no *stepping* posterior esta variação, entre grupos, não foi significativa. No estudo de Schoene, et al., (2013), referido anteriormente, após o treino do passo em várias direções os adultos mais velhos aumentaram a velocidade do movimento, indicando uma execução do *stepping* rápida. Contudo, no presente estudo, o GE diminuiu mais a VM do que o GC indicando uma execução do *stepping* mais lenta pelo que pode ser explicado pela aprendizagem motora, visto que a prática do treino do passo rápido voluntário permitiu aos adultos mais velhos monitorizar a resposta de *stepping* (velocidade/precisão) adquirindo níveis de maior controlo de movimento mesmo que para isso foi necessário mais tempo (Santos & Tani, 1995).

4.3. Estratégias de *stepping* após perturbação lateral dominante e não dominante e a

Com base nos resultados não se verificou nenhuma associação significativa das estratégias de *stepping* lateral com os grupos em estudo nos dois momentos de avaliação. Porém observou-se que o *stepping* lateral direto foi a estratégia mais comum em ambos os grupos. Como os adultos mais velhos da amostra em estudo eram fisicamente ativos e realizavam exercícios de abdução da anca, pode-se afirmar que os mesmos já apresentavam um controlo, uma coordenação e uma capacidade de gerar torque eficaz dos músculos abdutores e adutores da anca e do tronco face a um distúrbio lateral (Maki, Edmondstone, & McIlroy, 2000; Rogers & Mille, 2003; Rogers, Hedman, Johnson, Martinez, & Mille, 2003).

Este estudo apresentou como limitações o facto de a amostra ter um número reduzido de participantes. Assim, pretende-se que em futuras investigações se realize estudos com amostras maiores tornando o estudo mais completo. Por outro lado também seria interessante verificar a mesma metodologia de treino do passo rápido voluntário em adultos mais velhos sedentários e também observar a magnitude muscular com o intuito de perceber a intensidade e duração da atividade muscular.

5 Conclusão

O treino do passo rápido voluntário parece beneficiar as estratégias de *feedforward* e *feedback* em adultos mais velhos. A contínua prática do *stepping* rápido voluntário promove uma aprendizagem motora permitindo ao adulto mais velho adquirir um melhor controlo postural e consequentemente uma execução de *stepping* mais adequada, pelo que se pode considerar um bom exercício específico a ser implementado num programa de prevenção de quedas.

6 Agradecimentos

Quero agradecer a todos os adultos mais velhos da Associação das Torres da Pasteleira pela disponibilidade imediata e tempo despendido na participação deste projeto de investigação.

7 Referências bibliográfica

- Apóstolo, J. L., Cardoso, D. F., Marta, L. M., & Amaral, T. I. (2011). Efeito da estimulação cognitiva em Idosos. *Revista de Enfermagem Referência*.
- Aruin, A. S., Forrest, W. R., & Latash, M. L. (6 de Abril de 1998). Electroencephalography and clinical Neurophysiology 109. *Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability*, pp. 350-359.
- Baechle, T. R., & Earle, R. W. (2008). *Essentials of Strength Training and Conditioning*. Human Kinetics.
- Carty, C. P., Mills, P., & Barrett, R. (2011). Recovery from forward loss of balance in young and older adults using the stepping strategy. *Gait & Posture* 33, 261-267.
- Carvalho, C. O., Magalhães, D. A., Junior, J. A., Bicalho, L. F., Costa, A. P., Costa, L. O., & Figueiredo, V. F. (2006). Estudo comparativo das amplitudes de movimento da coluna cervical em idosos com diferentes níveis de aptidão física.
- Claudino, R., Santos, E. C., & Santos, M. J. (2013). Compensatory but not anticipatory adjustments are altered in older adults during lateral postural perturbations. *Clinical Neurophysiology* 124, 1628–1637.
- Contreiras, T., & Rodrigues, E. (Outubro de 2014). Evita – Epidemiologia e Vigilância dos Traumatismos e Acidentes. *Relatório 2009 - 2012*.
- Correia, P. P., & Mil-Homens, P. (2004). *A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano*. Faculdade de Motricidade Humana, Ed.

- Crenshaw, J. R., & Grabiner, M. D. (2014). The influence of age on the thresholds of compensatory stepping and dynamic stability maintenance. *Gait Posture*, 363-368.
- Cunha, C. M., Vargas, L. L., & Lemos, T. F. (2008). Controle postural e sistema vestibular no idoso: abordagem fisioterapêutica.
- DGS. (2 de Julho de 2004). Programa Nacional para a Saúde das Pessoas Idosas. *Prevenção dos Acidentes Domésticos com Pessoas Idosas*.
- Eric Yiou, T. C. (2012). Adaptability of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. *World Journal Orthopedics*, 75-86.
- Evans, W. (1996). *Reversing sarcopenia: how weight training can build strength and vitality*. Geriatrics.
- Frank, J. S., & Earl, M. (1990). Coordination of Posture and Movement. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 855-863.
- Gasparotto, L. P., Reis, C. C., Ramos, L. R., & Santos, J. F. (2012). Autoavaliação da postura por idosos com e sem hipercifose torácica. *Ciência & Saúde Coletiva*.
- Gjelsvik, B. E. (2008). *The Bobath Concept in Adult Neurology*. Thieme.
- Godinho, A. L. (2010). Avaliação da capacidade funcional e da flexibilidade de membros inferiores em mulheres idosas: uma análise comparativa entre ativos e sedentários.
- Granacher, U., Muehlbauer, T., & Gruber, M. (2011). A Qualitative Review of Balance and Strength Performance in Healthy Older Adults: Impact for Testing and Training. *Journal of Aging Research*, 1-16.
- Guimarães, J. M., & Farinatti, P. d. (2005). Análise descritiva de variáveis teoricamente associadas ao risco de quedas em mulheres idosas. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 10, 361-374.
- Hermens, H., Freriks, B., Merletti, R., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Stegeman, D., & Hägg, G. (Março de 2006). *SENIAM project (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles)*. Obtido em 20 de Novembro de 2014, de <http://www.seniam.org/>
- Hsiao, E., & Robinovitch, S. (2001). Elderly subjects ability to recover balance with a single backward step associates with body configuration at step contact. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, M42-M47.
- INE. (2014). Instituto Nacional de Estatística. *População residente em Portugal com tendência para a diminuição e envelhecimento*.
- Jacobs, J. V., & Horak, F. B. (2007). Cortical control of postural responses. *Journal of Neural Transmission*, 1339-1348.
- Judge, J. O., Davis, R. B., & Ounpuu, S. (1996). Step Length Reductions in Advanced Age: The Role of Ankle and Hip Kinetics. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, M303-M312.
- Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2014). The effect of aging on anticipatory postural control. *Experimental Brain Research*, 1127-1136.
- Karamanidis, K., Arampatzis, A., & Mademli, L. (2008). Age-related deficit in dynamic stability control after forward falls is affected by muscle strength and tendon stiffness. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 980-989.
- Katch, F. I., & Katch, V. L. (1998). *Fisiologia do Exercício: energia, nutrição e desempenho*. Guanabara Koogan S.A.
- Kisner, C., & Colby, L. A. (2009). *Exercícios terapêuticos: Fundamentos e técnicas*. Manole.
- Krishnan, V., Latash, M. L., & Aruin, A. S. (2012). Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clinical Neurophysiology* 123, 1016-1026.
- Lacourt, M. X., & Marini, L. L. (2006). Decréscimo da função muscular decorrente do envelhecimento e a influência na qualidade de vida do idoso: uma revisão de literatura. *Revista Brasileira de Ciências do Envelhecimento Humano*.

- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement*. Champaign: Human Kinetics.
- Lee, P.-Y., Gadareh, K., & Bronstein, A. M. (2014). Forward–backward postural protective stepping responses in young and elderly adults. *Human Movement Science*, 137–146.
- Liaw, M.-Y., Chen, C.-L., Pei, Y.-C., Leong, C.-P., & Lau, Y.-C. (2 de Julho de 2008). Comparison of the Static and Dynamic Balance Performance in Young, Middle-aged, and Elderly Healthy People. *Chang Gung Medical Journal*, 297-304.
- Liu, W., Kim, S. H., Long, J. T., Pohl, P. S., & Duncan, P. W. (2003). Anticipatory postural adjustments and the latency of compensatory stepping reactions in humans. *Neuroscience Letters*.
- Luchies, C., Wallace, D., Pazdur, R., Young, S., & Young, A. J. (1999). Effects of Age on Balance Assessment Using Voluntary and Involuntary Step Tasks. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, M140-M144.
- Maki, B. E., Edmondstone, M. A., & McIlroy, W. E. (2000). Age-Related Differences in Laterally Directed Compensatory Stepping Behavior. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, 270–277.
- Mansfield, A., Inness, E. L., Komar, J., Biasin, L., Brunton, K., Lakhani, B., & McIlroy, W. E. (2011). Training Rapid Stepping Responses in an Individual With Stroke. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 958–969.
- Mansfield, A., Peters, A. L., Liu, B. A., & Maki, B. E. (2007). A perturbation-based balance training program for older adults: study protocol for a randomised controlled trial. *BMC Geriatrics*, 1-14.
- Mansfield, A., Peters, A. L., Liu, B. A., & Maki, B. E. (2010). Effect of a Perturbation-Based Balance Training Program on Compensatory Stepping and Grasping Reactions in Older Adults: A Randomized Controlled Trial. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 476-491.
- Marôco, J. (2007). *Análise Estatística - com utilização do SPSS* (3ª edição ed.). Lisboa: Edições Sílabo.
- McArdle, W. D., & Katch, V. X. (1998). *Physical activity, health and aging in: Exercise physiology, energy, nutrition and human performance*. Lean and Febiger.
- McIlroy, W. E., & Maki, B. E. (1996). Age-related Changes in Compensatory Stepping in Response to Unpredictable Perturbations. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, M289-M296.
- Medell, J. L., & Alexander, N. B. (2000). A Clinical Measure of Maximal and Rapid Stepping in Older Women. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, M429–M433.
- Mercer, V. S., Gross, M. T., Sharma, S., & Weeks, E. (2009). Comparison of Gluteus Medius Muscle Electromyographic Activity During Forward and Lateral Step-up Exercises in Older Adults. *Physical Therapy Association*, 1205-1214.
- Mille, M.-L., Johnson, M. E., Martinez, K. M., & Rogers, M. W. (8 de Março de 2005). Clinical Biomechanics 20. *Age-dependent differences in lateral balance recovery through protective stepping*, pp. 607–616.
- Mohapatra, S., Kukkar, K. K., & Aruin, A. S. (2014). Support surface related changes in feedforward and feedback control of standing posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 144–152.
- National Health and Nutrition Examination Survey. (Janeiro de 2013). *Anthropometry Procedures Manual*. Safer Healthier People.
- Norkin, C. C., & Levangie, P. K. (2001). *Joint Structure & Function: A Comprehensive Analysis*. Revinter.
- Ochi, A., Yokoyama, S., Abe, T., Yamada, K., Tateuchi, H., & Ichihashi, N. (2013). Differences in muscle activation patterns during step recovery in elderly women with and without a history of falls. *Aging Clinical and Experimental Research*, 213-220.
- Pai, Y.-C., Wening, J. D., Runtz, E. F., Iqbal, K., & Pavol, M. J. (2003). Role of Feedforward Control of Movement Stability in Reducing Slip-Related Balance Loss and Falls Among Older Adults. *Journal of Neurophysiology*, 755–762.

- Piai, G. N., & João, S. M. (2012). Avaliação da mobilidade articular de ombro em idosos do sexo masculino.
- Pinho, J. P. (2012). Indicadores biomecânicos de marcha de idosas em resposta ao treinamento de força.
- Pöttering, H.-G., & Necas, P. (2009). Directiva 2009/23/CE do Parlamento Europeu e do Conselho - Respeitante a instrumentos de pesagem de funcionamento não automático. *Jornal Oficial da União Europeia*, 6-27.
- Rankin, J. K., Woollacott, M. H., Shumway-Cook, A., & Brown, L. A. (2000). Cognitive Influence on Postural Stability: A Neuromuscular Analysis in Young and Older Adults. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, 112-119.
- Robinovitch, S. N., Heller, B., & Cortez, A. L. (2002). Journal Neurophysiology. *Effect of strength and speed of torque development on balance recovery with the ankle strategy*, 613-620.
- Rogers, M. W., & Mille, M.-L. (15 de Abril de 2003). Lateral Stability and Falls in Older People. *American College of Sports Medicine Journal-Exercise and Sport Sciences Reviews*, 31, 182-187.
- Rogers, M. W., Hedman, L. D., Johnson, M. E., Martinez, K. M., & Mille, M.-L. (2003). T riggering of protective stepping for the control of human balance:age and contextual dependence. *Cognitive Brain Research* 16, 192-198.
- Rogers, M. W., Johnson, M. E., Martinez, K. M., Mille, M.-L., & Hedman, L. D. (2003). Step Training Improves the Speed of Voluntary Step Initiation in Aging. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, 46-51.
- Rogers, M., Page, P., & Takeshima, N. (2013). Balance Training for the older athlete. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 517-530.
- Ruwer, S. L., Rossi, A. G., & Simon, L. F. (2005). Equilíbrio no idoso. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*.
- Santos, M. J., Kanekar, N., & Aruin, A. S. (2010). The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical Analysis . *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 398-405.
- Santos, S., & Tani, G. (1995). Reaction time and the learning of an anticipatory timing task in the elderly. *Revista Paulista de Educação Física*, 51-62.
- Sassi, L. d., & Macedo, A. C. (2011). Análise da aplicação dos métodos de isostreching e pilates.
- Schoene, D., Lord, S. R., Delbaere, K., Severino, C., Davies, T. A., & Smith, S. T. (2013). A Randomized Controlled Pilot Study of Home-Based Step Training in Older People Using Videogame Technology. *Journals PLOS*, 1-8.
- Sehnm, E. (2011). As relações da postura corporal em idosos e o histórico no trabalho rural.
- Shen, X., & Mak, M. K. (2012). Repetitive step training with preparatory signals improves stability limits in patients with Parkinson's disease . *Journal of Rehabilitation Medicine*, 944-949.
- Silveira, M. M., Pasqualotti, A., Colussi, E. L., & Wibelinger, L. M. (2010). Envelhecimento humano e as alterações na postura corporal do idoso. *Revista Brasileira de Ciências da Saúde*.
- Skinner, J. S. (1993). *Importance of aging for exercise testing and exercise prescription. In: Exercise testing and exercise prescription for special cases: theoretical basis and clinical application.* Williams & Wilkins.
- Sturnieks, D. L., Menant, J., Vanrenterghem, J., Delbaere, K., Fitzpatrick, R. C., & Lord, S. R. (2012). Sensorimotor and neuropsychological correlates of force perturbations that induce stepping in older adults. *Gait & Posture* 36, 356-360.
- Thelen, D., Muriuki, M., James, J., Schultz, A., Ashton-Miller, J., & Alexander, N. (2000). Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 93-101.
- Tseng, S.-C., Stanhope, S. J., & M.Morton, S. (2009). Impaired Reactive Stepping Adjustments in Older Adults . *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, 807-815.

- Vogel, F. (Março de 2014). Seca Precision for health. *Seca 761, Seca750-760, Seca 762*, 1-148. Hamburgo, Alemanha.
- Vogel, S. (17 de Outubro de 2014). Seca Precision for Health. *Seca 222*.
- Wang, M.-Y., Flanagan, S., Song, J.-E., Greendale, G. A., & Salem, G. J. (2003). Lower-extremity biomechanics during forward and lateral stepping activities in older adults. *Clinical Biomechanics*, 214–221.
- Wolfson, L., Whipple, R., & Amerman, P. (1986). Stressing the postural response: a quantitative method for testing balance. *Journal of the American Geriatrics Society*, 845-850.
- Woollacott, M. H. (2000). Systems Contributing to Balance Disorders in Older Adults. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, 424-428.
- World Health Organization. (1995). *Physical Status: The Use and Interpretation of Anthropometry*. Switzerland: World Health Organization.
- Young, P. M., JillWhitall, W.-N. B., & Rogers, M. (2013). Leg preference associated with protective stepping responses in older adults. *Clinical Biomechanics* 28, 927–932.

8 Anexos

Anexo 1- Classe de Exercícios Físicos Específicos e treino do passo rápido voluntário aplicado ao GE

Exercício	Estratégia	Procedimentos (Kisner & Colby, 2009)	Volume (Kisner & Colby, 2009)	Objetivos	Fundamentação teórica
Básculas da bacia + Retração da Cervical Paulo Gonzo e Ana Carolina - Quem De Nós Dois	Sentado e desencostado da cadeira; joelhos e coxofemoral (CF) a 90° de flexão; pés alinhados e virados para a frente; mãos ao nível da cintura pélvica.	Realizar anteversão e retroversão da cintura pélvica com retração da cervical Vozes de Comando: <i>“Encurvar as costas, e encher o peito de ar; desencurvar e deitar o ar fora.”</i> Progressão: Nas últimas 10 repetições são realizadas 3 respirações em isometria na retroversão da pélvis	1 série 15 repetições	Promover a mobilidade e flexibilidade da coluna lombar; Fortalecer os músculos estabilizadores da coluna vertebral; Manter/Promover a curvatura lordótica fisiológica da coluna.	A protusão da cabeça associada às posturas em flexão da coluna torácica e apagamento da lordose lombar fisiológica . A anteriorização cervical e o aumento da curva cifótica torácica constituem reflexos de desequilíbrio muscular e são representados por uma fraqueza de músculos extensores da coluna e retração ou encurtamento da musculatura da cadeia anterior . A diminuição da amplitude articular e flexibilidade da coluna lombar .
Rotação da Cervical GNR - Dunas	Sentado e desencostado da cadeira; joelho e CF a 90° de flexão; pés alinhados e totalmente apoiados; MS's ao longo do tronco; manter a retração da cervical e contração abdominal.	Realizar rotação da cervical Vozes de Comando: <i>“Rodar a cabeça para a direita e enche; Vai ao centro e deita fora; Esquerda e enche; Vai ao centro e deita fora.”</i>	1 série 5 repetições para cada lado.	Aumentar a mobilidade da cervical; Estimular o sistema vestibular.	Diminuição da flexibilidade cervical . As alterações no sistema vestibular que associadas às doenças crônicas no idoso podem provocar sérias disfunções no equilíbrio corporal, com prejuízo significativo na capacidade funcional .

<p>Elevação Anterior da Gleno-Umeral (GU) Azeitonas – Ray-dee-oh</p>	<p>Sentado e desencostado da cadeira; joelho e CF a 90° de flexão; pés alinhados e virados para a frente; manter a retração da cervical e contração abdominal.</p>	<p>Elevação da GU e encher o peito de ar; Retorno à posição inicial e deitar o ar fora. Na última repetição os MS's permanecem no máximo de elevação e realizar breves oscilações no final de amplitude.</p> <p>Vozes de Comando: “<i>E sobe, desce, 2, desce... e 5, desce, 4, desce, 3, desce, 2, desce e 1 mantêm em cima, braços bem esticados e 1,2,3...</i>”</p>
<p>Ventilação</p>	<p>Conjunto Postural de sentado; encostado na cadeira.</p>	<p>Realizar inspirações e expirações profundas</p> <p>Vozes de Comando: “<i>Encher o peito de ar pelo nariz e deitar fora pela boca</i>”</p>
<p>Extensão do Joelho Rio Grande – Postal dos Correios</p>	<p>Sentado e encostado na cadeira; joelho e CF a 90° de flexão; pés alinhados e virados para a frente; manter a retração da cervical e contração abdominal; MS's ao longo do corpo.</p>	<p>Realizar extensão do joelho com dorsiflexão com contração isométrica durante 10 segundos seguida de excêntrica do quadricipite (levar para baixo em 5 tempos)</p> <p>Vozes de Comando: “<i>Perna direita estica e pé bem para cima... Descer em 5,4,3,2,1... E estica a esquerda e puxar pé para cima... Desce em 5,4,3,2,1 (...)</i>”</p> <p>Progressão: Realizar circundações com o MI mantendo a extensão do joelho e a dorsiflexão com contração isométrica durante 10 segundos seguida de excêntrica do quadricipite (levar para baixo em 5 tempos)</p>

Ventilação	Conjunto Postural de sentado; encostado na cadeira.	Realizar inspirações e expirações profundas Vozes de Comando: <i>“Encher o peito de ar pelo nariz e deitar fora pela boca”</i>	2 a 3 ciclos ventilatórios	Estabilizar frequência ventilatória cardíaca.	a Após a realização de um exercício mais exigente é importante a inclusão de exercícios respiratórios para reestabelecer os parâmetros cardiorrespiratórios. A educação com ênfase na respiração diafragmática assume particular importância na intervenção com idosos .
Adução das Omoplatas Carlos Paião – Em Playback	Sentado e desencostado da cadeira; joelho e CF a 90° de flexão; pés alinhados e virados para a frente; manter a retração da cervical e contração abdominal; MS's ao lado do corpo em rotação externa e ligeira abdução (cerca de 30°).	Realizar o movimento de adução das omoplatas. Vozes de Comando: “ Braços afastados, barrigas apertadas, barbelas bem feitas e 1...5,4,3,2,1 e descansa...”	10 séries 15 repetições	Fortalecer os músculos estabilizadores da cintura escapular; Promover a extensão da coluna toracolombar; Prevenir posturas mantidas em flexão; Promover a expansibilidade torácica.	O aumento da curvatura cifótica da coluna torácica promove posturas mantidas em flexão associadas a anteriorização da cabeça . Diminuição da expansibilidade torácica, associado às alterações posturais decorrentes, altera a relação ventilação-perfusão .
Ventilação	Conjunto Postural de sentado; encostado na cadeira.	Realizar inspirações e expirações profundas Vozes de Comando: <i>“Encher o peito de ar pelo nariz e deitar fora pela boca”</i>	2 a 3 ciclos ventilatórios	Estabilizar frequência ventilatória cardíaca.	a Após a realização de um exercício mais exigente é importante a inclusão de exercícios respiratórios para reestabelecer os parâmetros cardiorrespiratórios. A educação com ênfase na respiração diafragmática assume particular importância na intervenção com idosos .
Flexão CF com flexão plantar D.A.M.A – Às Vezes	Sentado e encostado na cadeira; joelho e CF a 90° de flexão; pés alinhados e virados para a frente; manter a retração da cervical e contração abdominal; MS's ao longo do corpo.	Realizar a flexão da CF em conjunto com a flexão plantar e extensão da CF com dorsiflexão apoiando apenas o calcanhar no solo. Vozes de Comando: <i>“E sobe, calcanhar; 2, pousa, 3, pousa, 4, calcanhar; 5, ...”</i>	5 séries, 15 repetições para cada MI.	Aumentar mobilidade membros inferiores (articulações tibiotársica joelho); Fortalecer os músculos quadricípites e flexores da tibiotársica.	Diminuição da força do músculo dos quadricípites . Diminuição da força e aumento da rigidez dos músculos flexores de tornozelo ocasiona limitação do movimento de flexão dessa articulação, o que, durante a marcha, aumenta o risco de queda em idosos .

Ventilação	Conjunto Postural de sentado; encostado na cadeira.	Realizar inspirações e expirações profundas Vozes de Comando: <i>“Encher o peito de ar pelo nariz e deitar fora pela boca”</i>	2 a 3 ciclos e ventilatórios	Estabilizar frequência ventilatória cardíaca.	a Após a realização de um exercício mais exigente é importante a inclusão e de exercícios respiratórios para reestabelecer os parâmetros cardiorrespiratórios. A educação com ênfase na respiração diafragmática assume particular importância na intervenção com idosos .
Sit to Stand Pasodoble Clássico Taurino - Trompeta	Sentado e encostado na cadeira; joelho e CF a 90° de flexão; pés alinhados e virados para a frente; manter a retração da cervical e contração abdominal; MS's cruzados sobre o peito.	Passagem do conjunto postural de sentado para de pé e vice-versa. No final do movimento de levantar, fazer hiperextensão da CF de forma a alongar a cadeia anterior. Inspiração durante a descida, expiração durante a subida.	Nº de repetições determinado a partir da FC.	Aumentar capacidade cardiovascular; Fortalecer os músculos do membro inferior; Alongamento da cadeia anterior.	a Os idosos apresentam fadiga precocemente em consequência de um maior <i>stress</i> metabólico para uma mesma carga . Apresentam frequentemente diminuição do condicionamento físico . A anteriorização cervical e o aumento da curva cifótica torácica constituem reflexos de desequilíbrio muscular e são representados por uma fraqueza de músculos extensores da coluna e retração ou encurtamento da musculatura da cadeia anterior .
Ventilação	Conjunto Postural de sentado; encostado na cadeira.	Realizar inspirações e expirações profundas Vozes de Comando: <i>“Encher o peito de ar pelo nariz e deitar fora pela boca”</i>	4 a 5 ciclos ventilatórios	Estabilizar frequência ventilatória cardíaca.	a Após a realização de um exercício mais exigente é importante a inclusão de e exercícios respiratórios para reestabelecer os parâmetros cardiorrespiratórios. A educação com ênfase na respiração diafragmática assume particular importância na intervenção com idosos .
Tarefa Cognitiva	Conjunto Postural de sentado; encostado na cadeira.	Realizar o exercício cognitivo	1 volta pela classe toda, permitindo que todos os indivíduos digam a solução	Promover capacidade cognitiva.	a A estimulação cognitiva associa-se à diminuição do risco de declínio cognitivo e perturbação depressiva; melhora a autonomia dos idosos e previne o aparecimento de demência. Deve ser incluída nos programas de cuidados a pessoas idosas, de forma a contribuir para a preservação da sua capacidade cognitiva e funcional e, como resultado, possibilitar um maior nível de independência .

Flexão Plantar (FP) alternada com DF Humanos – Maria Albertina	No conjunto postural de pé, tendo uma cadeira na frente (para se apoiar, caso necessário); inicialmente os dois pés bem apoiados no chão; manter retração da cervical e contração abdominal.	Realizar flexão plantar e executar movimentos de pequena amplitude, sem que os calcanhares toquem o chão. Pousar completamente os pés e de seguida fazer dorsiflexão com contração dos glúteos e extensão da CF	10 séries de 15 repetições (flexão plantar) E 10 segundos de dorsiflexão	Fortalecimento dos músculos dorsiflexores plantares tibiotársica; Potenciar reações equilíbrio.	Diminuição da força e aumento da rigidez dos músculos flexores de tornozelo ocasiona limitação do movimento de flexão dessa articulação, do que, durante a marcha, aumenta o risco de queda em idosos . Ocorre comprometimento da habilidade do sistema nervoso central realizar o processamento dos sistemas sensorial, vestibular e proprioceptivo responsáveis pelo equilíbrio corporal, bem como diminui a capacidade dos reflexos adaptativos.
Alongamento da cadeia posterior dos MI's Várias (com a letra na tela)	Conjunto postural de pé manter retração da cervical e contração abdominal.	Em pé, o MI anterior deve estar em flexão do joelho e o MI posterior em alongamento com extensão do joelho e CF e ambos os pés bem apoiados no solo e virados para a frente. Vozes de Comando: <i>‘Pé direito à frente e sente a alongar a barriga da perna de trás. E troca(...)’</i>	3 x 10 tempos para cada MI.	Alongamento musculatura posterior dos membros inferiores.	Diminuição da flexibilidade dos membros inferiores .

Semi Tandem Gait e Tandem Gait¹	No conjunto postural de pé, colocar um pé em frente ao outro, de forma a reduzir a base de suporte; manter a retração da cervical e contração abdominal.	<i>Vozes de Comando: 5 repetições de “Colocar um pé em frente ao outro. Primeiro com os olhos abertos e depois fechar os olhos. Tentar libertar as mãos. Segurar a cadeira. Abrir os olhos. Trocar o pé”</i>	Potenciar reações de equilíbrio. para cada MI que se encontra em frente.	Ocorre comprometimento da habilidade do sistema nervoso central realizar o processamento dos sistemas sensorial, vestibular e proprioceptivo responsáveis pelo equilíbrio corporal, bem como diminui a capacidade dos reflexos adaptativos .
Apoio Unipodal²	Conjunto postural de pé, com o MI que serve de apoio com ligeira flexão do joelho. À frente do indivíduo encontra-se sempre uma cadeira caso seja necessário apoio. Manter retração da cervical e contração abdominal.	<i>Inicia com os dois pés bem apoiados no solo, fletir um dos MI's e destacar o pé do chão. Vozes de Comando: “Tirar do chão o pé direito. Fechar os olhos. Tentar libertar as mãos. Segurar a cadeira. Abrir os olhos. Trocar o pé”</i>	Potenciar reações de equilíbrio; Fortalecer músculos estabilizadores do membro inferior.	Ocorre comprometimento da habilidade do sistema nervoso central realizar o processamento dos sistemas sensorial, vestibular e proprioceptivo responsáveis pelo equilíbrio corporal, bem como diminui a capacidade dos reflexos adaptativos .
Abdução MI com abdução dos MS – exercício aeróbio Skank- Garota Nacional	Em pé, abdução da anca alternadamente e com abdução dos MS's (realizar rotação externa durante a abdução dos MS's e rotação interna quando realiza-se a adução dos MS's e MI's)	Ao som da música realizar os movimentos	6 minutos Treinar coordenação lateral	Muitos autores defendem que através da atividade física, conseguem-se adaptações positivas e grandes benefícios no âmbito da saúde, bem-estar e qualidade de vida, quando esta é praticada de forma regular e sistemática . Para muitos idosos, o exercício físico representa o meio mais seguro e menos dispendioso para perder gordura corporal, diminuir a pressão arterial, melhorar a tolerância à glicose e manter por um maior período de tempo uma vida autónoma e independente .

<p>Marcha Earth, Wind & Fire - Boogie Wonderland</p>	<p>Realizar marcha à volta do recinto durante 6 minutos.</p>	<p>Os dois grupos iniciam marcha em sentidos opostos (simulação de um contexto real na rua).</p>	<p>6 minutos</p>	<p>Potenciar reações de equilíbrio; Aumento da capacidade cardiovascular.</p>	<p>Ocorre comprometimento da habilidade do sistema nervoso central realizar o processamento dos sistemas sensorial, vestibular e proprioceptivo responsáveis pelo equilíbrio corporal, bem como diminui a capacidade dos reflexos adaptativos.</p>
<p>Pharrell Williams– Happy</p>	<p>1.30' – Inverter o sentido 3' – Reduzir a velocidade;</p>	<p>Progressão: Durante a marcha serão feitas paragens na música com o intuito que os indivíduos permaneçam parados até que a música seja retomada</p>			<p>Os idosos apresentam fadiga precocemente em consequência de um maior <i>stress</i> metabólico para uma mesma carga .</p>
					<p>Diminuição do condicionamento físico .</p>

Ventilação	Conjunto Postural de sentado	Realizar inspirações e expirações profundas <i>“Encher o peito com ar pelo nariz profundamente e deitar fora pela boca”</i> ; os 2 primeiros ciclos ventilatórios com movimento de flexão anterior dos MSs quando inspira, e de retorno à posição normal durante a expiração; 2 ciclos seguintes sem movimento dos MSs.	4 a 5 ciclos	Estabilizar frequência após a realização de um exercício mais exigente é importante a inclusão de exercícios respiratórios para reestabelecer os parâmetros cardiorrespiratórios. A educação com ênfase na respiração diafrágica assume particular importância na intervenção com idosos.
-------------------	-------------------------------------	--	--------------	---

^{1,2} – Os exercícios referidos foram substituídos como forma de progressão pelo caminhar sobre uma linha reta. As progressões neste exercício são caminhar a um passo largo e rápido a olhar para a linha, depois passará por retirar o estímulo visual. De seguida a progressão passa por diminuir o passo e a velocidade com estímulo visual, por fim mantem as características anteriores da passada, mas sem o estímulo visual

Treino do Passo adicional do GE				
<i>Stepping anterior, posterior e lateral (incluindo cruzado), bilateralmente</i>	Conjunto Postural de Pé	Inicia com os dois pés bem apoiados no solo. Ao som da música realizar os movimentos	Duração total 10 minutos (foi contabilizado o número de repetições de passos em cada estratégia) Após 3 meses foi recalculado o número de repetições.	Melhorar o equilíbrio após um distúrbio requer um planeamento adequado e a execução de uma estratégia proveniente do sistema músculo-esquelético. Para isso é necessário uma activação rápida dos músculos dos membros inferiores para manter o centro de massa dentro dos limites da nova base de suporte. Com a idade estão relacionadas alterações no desempenho sensorial, coordenação motora, força muscular e flexibilidade que podem afetar as habilidades para recuperar o equilíbrio O <i>stepping</i> compensatório parece ser uma estratégia predominante para preservar a estabilidade mesmo quando a perturbação é relativamente pequena. No entanto, o controle destas reações é complexo e pode alterar a capacidade de adultos mais velhos O <i>stepping</i> voluntário é semelhante à resposta do <i>stepping</i> involuntário quando ocorre uma perturbação externa

Anexo 2-Questionário de caracterização da amostra

EFEITO DA IDADE NAS VARIÁVEIS CINEMÁTICAS DO STEPPING, APÓS DISTÚRBIOS MULTIDIRECIONAIS

Este questionário foi elaborado por estudantes da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto (ESTSP).

O questionário que se segue, é constituído por questões de resposta fechada, em que deve seleccionar a sua resposta, e perguntas de resposta aberta às quais deve responder de forma direta e clara.

Todas as questões são de resposta obrigatória.

Os elementos identificativos apenas servem para fins estatísticos, sendo que se garante a sua confidencialidade e anonimato, por isso solicita-se que responda de forma honesta a todas as perguntas.

1. Sexo:

Feminino

Está grávida ou planeia engravidar nos próximos meses? Sim Não

Masculino

2. Idade: _____

3. Endereço Eletrónico: _____

4. Telemóvel: _____

5. Qual é o seu membro inferior dominante (aquele com que chuta uma bola)?

Direito

Esquerdo

6. No seu dia-a-dia utiliza ajudas de marcha?

Sim Qual? _____

Não

7. Nos últimos 6 meses sofreu alguma queda?

- Sim
- Não

8. Tem dor em alguma parte do corpo

- Sim Onde? _____
- Não

9. Tem alguma doença diagnosticada?

- Sim Qual? _____
- Não

10.No último ano foi submetido a alguma cirurgia?

- Sim Qual? _____
- Não

11.Toma medicação?

- Sim Qual? _____
- Não

12.Pratica algum tipo de exercício físico regularmente?

- Sim

Qual? _____ Quantas vezes por semana? _____ Quanto tempo por sessão? _____

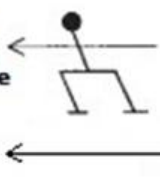


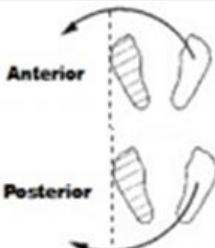
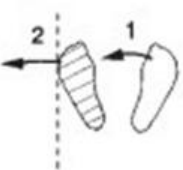
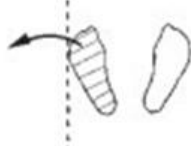
- Não

Obrigada pela sua colaboração!

Anexo 3- Colocação dos eletrodos de acordo com as recomendações de SENIAM

Músculo	Local
Glúteo médio	Meio da distância entre a crista ilíaca e o grande trocânter
Eretores da coluna	Distância de 2 dedos para ao lado em relação à apófise espinhosa de L1.
Bicipete femoral	Meio da distância entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia
Gastrocnêmio medial	Ventre muscular na direção das fibras musculares
Transverso abdominal/oblíquo interno	2 cm mediais e abaixo das espinhas ilíacas ântero-superiores. Neste local, as fibras do transverso e do oblíquo interno estão misturadas, por isso não é possível distinguir o sinal EMGs dos dois.
Tibial anterior	1/3 da linha entre a cabeça do perônio e maléolo medial
Longo peronial	25% da distância entre a cabeça do perônio ao maléolo lateral
Reto femoral	Meio da distância entre a espinha ilíaca ântero-superior e o bordo superior da rótula

Anexo 4- Distúrbio no sentido lateral

Legenda:	
<p>Sentido do movimento do centro de massa</p>  <p>Sentido da perturbação</p>	 <p>MI do lado da perturbação</p>  <p>MI do lado oposto da perturbação</p>
<p>Anterior</p>  <p>Posterior</p> <p>Stepping cruzado</p>	<p>Membro inferior (MI) do lado oposto ao distúrbio cruza à frente ou atrás do MI do lado do distúrbio.</p>
 <p>Stepping lateral sequenciado</p>	<p>MI do lado oposto ao distúrbio se desloca ligeiramente medialmente, seguido do passo lateral do MI do lado da perturbação.</p>
 <p>Stepping lateral direto</p>	<p>MI do lado da perturbação realiza o passo lateral.</p>

Anexo 5- Consentimento Informado

TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Declaração de consentimento informado

Conforme a lei 67/98 de 26 de Outubro e a "Declaração de Helsinquia" da Associação Médica Mundial (Helsinquia 1964; Tóquio 1975; Veneza 1983; Hong Kong 1989; Somerset West 1996, Edimburgo 2000; Washington 2002, Tóquio 2004, Seul 2008) – quando se aplicar

Designação do Estudo: Efeitos de um Programa de Exercícios Físicos Específicos nas Estratégias de *Feedforward* e *Feedback* após uma perturbação externa em Adultos mais Velhos

Eu, _____ (nome completo) abaixo-assinado, _____ fui informado

de que o Estudo de Investigação acima mencionado se destina a analisar o efeito de um programa de exercícios físicos específicos nas estratégias de *feedforward* e *feedback* do controlo postural após uma perturbação externa.

Sei que neste estudo, no âmbito da avaliação, está prevista a realização da medição do peso e altura para posterior cálculo do Índice de Massa Corporal (IMC), e avaliação do mecanismo de *feedforward* e *feedback* (tempo de ativação muscular), tipo de estratégia (tornozelo, anca e passo) e velocidade da estratégia do passo através de imagem e registo eletromiográfico após perturbação externa anterior, posterior e lateral bilateralmente.

Também sei que neste estudo está prevista a realização de um programa de exercícios físicos específicos que englobam um conjunto de séries de passos rápidos voluntários anteriores, laterais, posteriores e cruzados. No mesmo programa, é também esperada a utilização da Escala de Percepção Subjetiva (Borg) para a monitorização da intensidade do exercício.

Sei também que após a realização do protocolo de exercícios físicos específicos será efetuada a avaliação acima descrita com o intuito de verificar a eficácia do mesmo.

Para todos os instrumentos utilizados nos processos de avaliação e programa de intervenção me foram explicados os seus objetivos.

Foi-me garantido que todos os dados relativos à identificação dos Participantes neste estudo são confidenciais e que será mantido o anonimato.

Sei que posso recusar-me a participar ou interromper a qualquer momento a participação no estudo, sem nenhum tipo de penalização por este facto.

Compreendi a informação que me foi dada e tive oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas.

Aceito participar de livre vontade no estudo acima mencionado.

Também autorizo a divulgação dos resultados obtidos no meio científico, garantindo o anonimato.

Grupo de Investigação: Cristina Melo, António Mesquita, Carlos Crasto, Rita Santos, Tânia Igreja, Vítor Ribeiro,

Nuno Silva, Telma Serrão

Data

Assinatura

Anexo 6- Medidas de Tendência Central e de Dispersao dos Ajustes Posturais

GE (n=9)												
	<i>Stepping Anterior</i>						<i>Stepping Posterior</i>					
	APA ipsi	APC1 ipsi	APC2 ipsi	APA contra	APC1 contra	APC2 contra	APA ipsi	APC1 ipsi	APC2 ipsi	APA contra	APC1 contra	APC2 contra
Md	0,00	0,00	0,00	-1,00	2,00	-1,00	-1,00	0,00	1,00	0,00	0,00	0,00
P25	-1,50	-1,50	0,00	-3,50	0,50	-1,50	-2,50	-5,00	0,00	-2,00	-5,00	0,00
P75	1,50	1,50	0,50	0,00	3,00	0,50	0,00	2,00	2,00	0,00	1,00	1,50

GC (n=10)												
	<i>Stepping Anterior</i>						<i>Stepping Posterior</i>					
	APA ipsi	APC1 ipsi	APC2 ipsi	APA contra	APC1 contra	APC2 contra	APA ipsi	APC1 ipsi	APC2 ipsi	APA contra	APC1 contra	APC2 contra
Md	-1,00	-0,50	1,00	-0,50	-1,00	0,00	0,00	-0,50	1,00	0,00	0,00	0,50
P25	-3,50	-2,00	0,25	-2,00	-1,25	-1,00	-1,00	-2,00	-1,00	-1,00	-1,00	-0,25
P75	0,00	1,00	2,50	0,00	2,00	1,00	0,00	3,00	1,25	0,25	2,75	1,25

Anexo 7- Frequência da Estratégias Laterais

	Passo lateral dominante		Passo lateral não dominante	
	M0	M1	M0	M1
	Freq_TE_PLD	Freq_PE_TE_PLD	Freq_TE_PLND	Freq_PE_TE_PLND
A23	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto
A24	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto
A25	Cruzado Anterior	Lateral Direto	Cruzado Anterior	Cruzado Anterior
A26	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto
A27	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto
A28	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto
A29	Lateral Direto	Lateral Direto	Cruzado Anterior	Cruzado Anterior
A30	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Sequenciado	Lateral Direto
A32	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto
A41	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto
A42	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Sequenciado	Lateral Direto
A43	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Sequenciado	Lateral Direto
A44	Lateral Sequenciado	Lateral Direto	Cruzado Posterior	Cruzado Posterior
A45	Lateral Direto	Lateral Direto	Cruzado Posterior	Lateral Direto
A46	Lateral Sequenciado	Lateral Direto	Lateral Sequenciado	Lateral Direto
A47	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto
A48	Lateral Sequenciado	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto
A49	Lateral Sequenciado	Lateral Direto	Lateral Sequenciado	Lateral Direto
A50	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto	Lateral Direto

