U.PORTO
FACULDADE DE DESPORTO
UNIVERSIDADE DO PORTO

EFEITOS AGUDOS DO TREINO EM PLATAFORMA VIBRATÓRIA EM ATLETAS NA FORÇA EXPLOSIVA DOS MEMBROS INFERIORES E NO VALGO DINÂMICO DO JOELHO

Estudo de grupo único

Dissertação apresentada com vista à obtenção do 2º ciclo em Treino Desportivo, especialização em Treino de Alto Rendimento, da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto, ao abrigo do Decreto-Lei no 74/2006, de 24 de março, na redação dada pelo Decreto-Lei no 65/2018 de 16 de agosto.

Orientador: Professor Doutor Paulo Jorge Colaço Oliveira

Vera Rita Santos Moreira

Porto, setembro de 2023

Ficha de catalogação

Moreira, V. R. S. (2023). Efeitos agudos do treino em plataforma vibratória em atletas na força explosiva dos membros inferiores e no valgo dinâmico do joelho. *Estudo de grupo único.* Porto: Moreira, V. Dissertação de Mestrado para obtenção de grau de Mestre em Treino de Alto Rendimento Desportivo, apresentado à Faculdade de Desporto da Universidade do Porto.

PALAVRAS-CHAVE: PLATAFORMA VIBRATÓRIA; TREINO COM VIBRAÇÃO; VALGO DINÂMICO DO JOELHO; FORÇA EXPLOSIVA; PLIOMETRIA.

Com muito amor e gratidão,

Aos meus pais, Arminda e Joaquim, a minha essência.
Ao meu irmão, Carlos, a minha serenidade.

Agradecimentos

Ao meu para sempre professor, orientador e amigo, Paulo Colaço. Cada dia com o professor, é um nova aprendizagem. Obrigada por alimentar o meu conhecimento constantemente, por acreditar desde sempre que era possível, por "puxar" por mim mesmo quando não me apetecia. Foram esses puxanços que me permitiram estar aqui, a escrever a minha tão desejada dissertação de mestrado. Eternamente grata por tudo e mais alguma coisa.

À equipa run4excellence: Marisa Vieira, Paulo Colaço, Sofia de Almeida, Fabiana Caldas e Libório Silva, pela compreensão desde o primeiro dia, pelo ânimo e pela ajuda incessante. Obrigada pelo vosso apoio e amizade.

À amostra envolvida. Obrigada pela vossa disponibilidade e entusiasmo. Foram necessárias 150 horas de avaliações. Cada um de vocês despendeu de 6 horas para participar no estudo, sem contar com os minutos ou horas de deslocações. Nunca vou esquecer o vosso esforço e complacência.

Aos praticantes run4excellence. Este caminho foi muito divertido ao vosso lado. Obrigada pela força e carinho diário.

A todos os professores que me ensinaram tanto e me inspiraram outro tanto, a todos aqueles que tenho o privilégio de dizer que foram os "meus".

"No friendship is an accident." A todas as amizades que fiz ao longo da vida. Cada uma delas terá para sempre um lugar prestigiado no meu coração.

Ao Rui Costa, pela ajuda na validação do teste e dos procedimentos estatísticos.

Ao meu namorado, o meu desmedido obrigada, por cada minuto da tua atenção e amor. A tua presença oferece-me harmonia e tranquilidade imediata. As tuas palavras proporcionam-me clareza e luz. Os teus abraços dão-me a convicção plena que quero continuar a caminhar ao teu lado.

À minha família, o meu suporte incondicional.

À minha avó Maria. A sua força de vontade serviu-me de alavanca todos os dias em que redigia esta dissertação. Aquela que sempre disse “não te vou ver a acabar o secundário”, que diz “já não vou estar cá quando acabares a faculdade” e que, apesar de não ainda não perceber muito bem o que é isto de ser treinadora de desporto, celebra cada uma das minha pequenas vitórias como ninguém, dando-me os melhores beijinhos do mundo. A alegria que lhe dou por terminar esta bonita viagem e a emoção que eu sinto por estar presente.

Ao meu avô Zeferino, por me ensinar que nunca é tarde para abrir a mão do nosso orgulho. Ceder às vontades de quem nos ama e de quem se preocupa connosco, reconhecendo que é realmente a melhor opção para nós. Fico feliz, quando falo consigo e vejo-o com menos 10 anos em cima, cheio de saúde e com uma voz carinhosa que se despede de mim com um “Gostei de te ver, Verinha, aparece mais vezes”.

À minha Tia Lete, a minha segunda mãe. Não tenho palavras para agradecer tudo o que já fez e continua a fazer por mim. Sofro de saudades suas todos os dias, o carinho que tenho por você é algo inexplicável. Obrigada por toda a atenção e ternura, gosto muito de si.

À minha prima Liliana, pelas conversas e certezas que ia correr tudo bem. A tua disponibilidade para me ajudar no que for preciso ou para apenas me proporcionares um dia feliz, diz muito da pessoa que és, um ser humano bondoso e disposto a fazer de tudo por aqueles que gosta. Gosto tanto de ti. Obrigada por fazeres parte de um dos dias mais felizes da minha vida, este não faria sentido sem ti ao meu lado.

Ao meu mano, Carlitos, por desde que me lembro garantires que eu posso ser o que quiser, onde e quando me apetecer. Que orgulho dizer que és meu irmão, que orgulho em tudo o que já fizestes e no que estás prestes a criar. Para sempre contigo (quer queiras ou não), a comemorar as tuas conquistas.

Ao meu pai, por estar presente em todas as decisões de tomo, obrigada pelos valores e ensinos. És a minha inspiração constante. Como é que nós dizemos? “Parar é morrer”, e toda a gente sabe que nós não queremos parar, queremos continuar a inalar o aroma das folhas de eucalipto enquanto caminhamos pelo monte, conversando e recordando coisas bonitas.

À minha mãe, o meu grande amor, a minha melhor amiga. Ajudaste-me, como mais ninguém sabe, respondendo “a palavra desistir não faz parte do nosso dicionário”, aos meus ápices de desespero. Obrigado pela tua força e mais alguma sobrenatural, pela tua determinação em fazer acontecer. O teu amor foi o combustível que me permitiu fazer o que era aparentemente impossível. A avó Lina, está a olhar para ti e a sorrir de orgulho.

Índice Geral

Agradecimentos ..... **V**

Índice de figuras ..... **XI**

Índice de quadros ..... **XIII**

Resumo ..... **XV**

Abstract ..... **XVII**

Lista de abreviaturas ..... **XIX**

1. Introdução **3**

2. Revisão da literatura **10**

2.1. Características de uma vibração mecânica e respetivos efeitos 10

2.1.1. Tridimensionalidade e Previsibilidade 10

2.1.1. Efeitos agudos da VCI na força explosiva e estabilidade dinâmica do joelho 12

2.1.3. Frequência 17

2.1.4. Amplitude 19

2.2. Treino em plataformas vibratórias 20

2.2.1. A origem e a sua aplicabilidade prática 20

2.2.2. Os potenciais mecanismos mediadores do seu efeito 20

2.3. Efeitos do treino em plataformas vibratórias 22

2.3.1. Força muscular 23

2.3.2. Desempenho muscular 23

2.3.3. Reabilitação e prevenção de lesões 24

2.3.4. Recuperação de esforços 26

2.4. Melhoria da força explosiva e estabilidade dinâmica do joelho após exposição à vibração 27

3. Objetivos e hipóteses **33**

3.1. Objetivo geral 33

3.2. Objetivos específicos 33

3.3. Hipóteses 33

4. Materiais e métodos **37**

4.1. Caracterização da amostra....37
4.2. Desenho do estudo....37
4.3. Procedimentos....38
4.3.1. Esquema de exercícios nas sessões B, C, D e E....39
4.3.2. Esquema de exercícios na sessão A....41
4.4. Instrumentos....42
4.5. Testes....44
4.5.1. SJ e CMJ e respetivas variáveis utilizadas....44
4.5.2. Quíntuplo unipodal e respetivas variáveis....46
4.6. Matemáticos e estatísticos....47
5. Apresentação dos resultados....51
5.1. Valores médios entre sessões....51
6. Discussão....59
6.1. Metodologia....59
6.2. Squat Jump....61
6.3. Countermovement Jump....64
6.4. Valgo Dinâmico do Joelho....67
6.5. Quíntuplo Unilateral....71
7. Conclusões....76
8. Bibliografia....80

Índice de figuras

Figura I. Princípios de transmissão de vibrações em plataformas vibratórias.
a) plataformas verticais; b) plataformas laterais (Adaptado de Rittweger, 2010) 11

Figura II. Setting das avaliações dos saltos verticais 43

Figura III. Diferenças entre sessões de treino 62

Índice de quadros

Quadro I. Características dos estudos que avaliam o efeito agudo da VCI na performance de saltos verticais 12

Quadro I. (continuação) 13

Quadro I. (continuação) 14

Quadro I. (continuação) 15

Quadro II. Características dos estudos que avaliam o efeito agudo da VCI na performance de saltos horizontais 16

Quadro III. Características dos estudos que avaliam o efeito agudo da VCI na estabilidade do joelho 16

Quadro IV. Valores médios (± dp) relativos à idade, altura e peso dos atletas constituintes da amostra 37

Quadro V. Esquema de exercícios das sessões de baixo volume (primeiros 4 exercícios, a preto tracejado) e das sessões de alto volume (esquema completo, a preto) de treino. 41

Quadro VI. Esquema de exercícios da sessão A 42

Quadro VII. Análise descritiva e comparativa das valores obtidos em todas as variáveis avaliadas 52

Quadro VIII. Múltiplas comparações aposteriori das variáveis significativas 53

Resumo

Pertinência: A melhoria da performance desportiva exige uma procura constante por estratégias e ferramentas que possam contribuir para um aumento da eficácia de cada sessão de treino. A utilização adicional de estímulos de treino com vibração pode ser uma importante ferramenta com possíveis impactos em diferentes domínios do desempenho desportivo. É por isso importante entender de que modo o treino com vibração, comparativamente com o mesmo treino sem vibração, se pode constituir como mais capaz quer na prescrição de treino como na performance competitiva ou até na prevenção de lesões desportivas.

Objetivo: Avaliar o efeito agudo de sessões de treino sobre uma plataforma vibratória na força explosiva dos membros inferiores e na estabilidade dinâmica do joelho em desportistas.

Métodos: Vinte de quatro (24) atletas masculinos adultos (idade = 30,50 ± 13,1 anos; altura 179,1 ± 6,1cm; peso = 72,5 ± 8,4kg) realizaram todos os cinco protocolos de treino, de forma randomizada (A: sessão de controlo ativo; B- com vibração (30Hz;2mm) e baixo volume de treino; C: sem vibração e baixo volume de treino; D- com vibração (30Hz;2mm) e alto volume de treino; e E- sem vibração e alto volume de treino.

Resultados: O teste de Friedman mostrou para os testes de impulsão vertical, que as médias da ASJ diferem significativamente entre sessões [χ^2=24,01; p<0,001], assim como as médias da ASJ_D, ACMJ e ACMJ_ND ([χ^2=11,42; p=0,022], [χ^2=13,17; p = 0,010] e [χ^2=19,16; p<0,001], respetivamente). Já as médias da ASJ_ND e ACMJ_D não demonstraram diferir significativamente [χ^2 (4) = 8,08; p = 0,089] e [χ^2 (4) = 6,52; p < 0,163]. Relativamente ao teste de impulsão horizontal, houve diferenças estatisticamente significativas nas médias do QU_D [χ^2=18,29; p=0,001], não existindo diferenças nas médias no QU_ND [χ^2 (4) = 7,90; p = 0,095]. No que diz respeito ao valgo dinâmico do joelho, todas as variáveis avaliadas (SJ°D, SJ°ND, CMJ°D e CMJºND), diferiram significativamente a nível estatístico entre sessões ([χ^2=14,22; p=0,007], [χ^2=36,07; p<0,001], [χ^2=36,72; p<0,001] e [χ^2=36,57; p<0,001], respetivamente).

Conclusões: i) o treino em plataforma vibratória pode melhorar os níveis de impulsão vertical bilateral, em particular em tempos de exposição à vibração mais longos; ii) o treino em plataforma vibratória parece ser capaz de potenciar melhorias na impulsão horizontal, em particular nos tempos de exposição mais longos; iii) o treino em plataforma vibratória mostrou-se eficaz na melhoria do valgo dinâmico do joelho, para ambos os tempos de exposição à vibração; iiii) a utilização de plataformas vibratórias pode contribuir para um maior desempenho muscular para uma sessão de treino e até numa ativação muscular prévia a uma competição.

Palavras-chave: Plataforma vibratória; Treino com vibração; Valgo dinâmico do joelho; Força explosiva; Pliometria.

Abstract

Relevance: The improvement of sports performance requires a constant search for strategies and tools that might help to increase the efficacy of each training session. The additional use of vibration training stimulus can be an important tool with potential impacts on different domains of sports performance. It is therefore important to understand how vibration training, compared to the same training without vibration, can be more capable both in training prescription and in competitive performance or even in preventing sports injuries.

Aim: To evaluate the acute effect of training sessions on a vibrating platform on lower limb explosive strength and dynamic knee stability in athletes.

Methods: Twenty-four (24) adult male athletes (age = 30,50 ± 13,1 years; height 179,1 ± 6,1cm; weight = 72,5 ± 8,4kg) performed all five training protocols in a randomized order (A: active control session; B- with vibration (30Hz;2mm) and low training volume; C: without vibration and low training volume; D- with vibration (30Hz;2mm) and high training volume; and E- without vibration and high training volume.

Results: The Friedman test revealed for the vertical impulse tests that the ASJ averages differed significantly between sessions [χ^2=24,01; p<0,001], as did the ASJ_D, ACMJ and ACMJ_ND averages ([χ^2=11,42; p=0,022], [χ^2=13,17; p = 0,010] and [χ^2=19,16; p<0,001], respectively). The means of ASJ_ND, and ACMJ_D didn't differ significantly [χ^2 (4) = 8,08; p = 0,089] e [χ^2 (4) = 6,52; p < 0,163]. With a regard to the horizontal impulse test, there were statistically significant differences in the means for QU_D [χ^2=18,29; p=0,001], while there were no differences in the means for QU_ND [χ^2 (4) = 7,90; p = 0,095]. Concerning dynamic knee valgus, all the variables measured (SJ°D, SJ°ND, CMJ°D and CMJºND) were statistically significantly different between sessions ([χ^2=14,22; p=0,007], [χ^2=36,07; p<0,001], [χ^2=36,72; p<0,001] e [χ^2=36,57; p<0,001], respectively).

Conclusions: i) vibration training may improve bilateral vertical impulse levels, particularly at longer levels of exposure; ii) vibration training seems to be able to improve horizontal impulse, particularly at longer levels of exposure; iii) vibration training was found to be very effective in improving dynamic knee valgus for both vibration exposure times; iiii) the use of vibrating platforms can enhance muscle performance for a training session and even in muscle activation prior to a competition.

Keywords: Vibration platform; Vibration training; Dynamic knee valgus; Explosive strength; Plyometrics.

Lista de abreviaturas

A - Sessão de controlo

ACMJ - Altura do Countermovement Jump bilateral

ACMJ_D - Altura do Countermovement Jump com o membro dominante

ACMJ_ND - Altura do Countermovement Jump com o membro não dominante

ASJ - Altura do Squat Jump bilateral

ASJ_D - Altura do Squat Jump com o membro dominante

ASJ_ND - Altura do Squat Jump com o membro não dominante

B - Sessão mais curta com vibração

C - Sessão mais curta sem vibração

CMJ - Countermovement Jump

CMJ°D - Ângulo de projeção do plano frontal do joelho no Countermovement Jump com o membro dominante

CMJ°ND - Ângulo de projeção do plano frontal do joelho no Countermovement Jump com o membro não dominante

D - Sessão mais longa com vibração

DPF - Dor patelo femoral

E - Sessão mais longa sem vibração

EMG - Eletromiografia

FPPA - Ângulo de projeção do plano frontal

QU - Quíntuplo Unilateral

QU_D - Distância do quíntuplo com o membro dominante

QU_ND - Distância do quíntuplo com o membro não dominante

MD - Membro dominante

MI - Membros inferiores

MND - Membro não dominante

ROM - Amplitude de movimento

RTV - Reflexo tónico vibratório

SJ - Squat Jump

SJ°D - Ângulo de projeção do plano frontal do joelho no Squat Jump com o membro dominante

SJ°ND - Ângulo de projeção do plano frontal do joelho no Squat Jump com o membro não dominante

VCI - Vibrações de corpo inteiro

Introdução

1. Introdução

A força explosiva e a capacidade de salto são atributos importantes para o desempenho nos desportos coletivos intermitentes, como futebol, voleibol e basquetebol, particularmente pela sua necessidade de efetuar movimentos explosivos tais como saltar, mudar de direção, acelerar, e não menos significativo, correr. A corrida também pode ser positivamente influenciada por parâmetros que se supõe estarem correlacionados com a força explosiva com impacto na melhoria da economia de corrida (Barnes & Kilding, 2015; Engeroff et al., 2023; Fletcher & MacIntosh, 2017).

O treino de força é decisivo para grande parte das modalidades e já demonstrou ter numerosos benefícios para os atletas, incluindo melhorias no desempenho desportivo geral, bem como habilidades específicas do desporto, tais como melhorias na força máxima, potência e força explosiva, o que pode, em última análise, levar a um melhor desempenho atlético (Cormie et al., 2011). Da mesma forma, a aplicação aguda de vibrações de corpo inteiro (VCI) pode aumentar a capacidade muscular (Cochrane & Stannard, 2005), uma vez que um estímulo vibratório pode aumentar a atividade do fuso muscular, levando a uma resposta excitatória nas extremidades primárias do músculo não contraído (Burke et al., 1976; Ribot-Ciscar et al., 1998).

Posto isto, a melhoria aguda no desempenho neuromuscular após a vibração pode ser atribuída a uma maior sensibilidade do reflexo miotático, resultante da estimulação de várias estruturas sensoriais pelo estímulo vibratório, que subsequentemente ativa o sistema neuromuscular e induz contrações musculares involuntárias para regular o comprimento muscular e aumentar propriedades contráteis (Bhattacharyya, 2017). No entanto, os efeitos agudos da VCI sobre a performance muscular são inconsistentes, sendo que uma sessão única de VCI (um ou vários exercícios) já mostrou aumentar (Annino et al., 2017; Babak et al., 2010; Bosco et al., 2000; Marco Cardinale & J. Lim, 2003; Cochrane & Stannard, 2005; Cormie et al., 2006; Dabbs et al., 2011; Dallas et al., 2014; Despina et al., 2014; Munshi et al., 2022; Naclerio et

al., 2014; Silva et al., 2006; Torvinen, Kannu, et al., 2002; Turner et al., 2011), diminuir (Marco Cardinale & J. Lim, 2003; Fachina et al., 2013; Gerakaki et al., 2013; Rittweger et al., 2000; Silva et al., 2006; Wallmann et al., 2019) ou não alterar (Armstrong et al., 2010; Babak et al., 2010; Bullock et al., 2008; Dallas et al., 2014; Feland et al., 2021; Jacobson et al., 2017; Kurt & Pekünlü, 2015; Pojskic et al., 2015; Rittweger et al., 2003; Turner et al., 2011; Wallmann et al., 2019) a capacidade de salto vertical dos membros inferiores (MI). Esta incoerência nos resultados parece estar relacionada com diferenças quer a nível de amostra (homogénea vs heterogénea, atletas vs bem treinados; bem treinados vs fisicamente ativos), quer a nível de protocolo, mais concretamente a plataforma vibratória utilizada, o tipo de vibração produzida pela mesma, da frequência e amplitude de vibração, do tempo de exposição à vibração e dos exercícios utilizados. Procurámos assim, com este estudo, verificar os efeitos de uma vibração tridimensional respeitando as seguintes opções: a) amplitude baixa e frequência de 30Hz; b) utilização de duas opções de treino com maior e menor volume (maior vs menor tempo de exposição à vibração) e c) realização de um protocolo de exercícios com impacto mais dirigido para MI. Neste sentido, avaliamos a força explosiva dos MI nos saltos de Squat Jump (SJ) e Countermovement Jump (CMJ) bilaterais e unilaterais bem como saltos horizontais com o Quíntuplo Unilateral (QU).

Do nosso conhecimento, o efeito da VCI não está estudado na capacidade de salto horizontal unipodal apesar de grande pertinência e especificidade, nomeadamente no desempenho da corrida, como noutras modalidades que envolvam corrida e saltos. Apesar de não avaliarmos os níveis da velocidade, sabemos que os saltos horizontais estão associados positivamente ao desempenho de velocidade, corroborando que um atleta que salta mais longe pode aumentar os seus níveis de velocidade, devido às semelhanças envolvidas em ambas as tarefas, tais a geração de força horizontal e a potência de saída, o sistema de energia anaeróbio e as características do movimento como a tripla extensão das articulações (Lin et al., 2023).

Da mesma forma, em nenhum estudo dos que avaliam o efeito agudo da VCI na força explosiva é avaliado o valgo dinâmico do joelho na realização dos saltos. Sabemos que é possível existirem efeitos positivos na estabilidade do joelho numa posição estática (Melnyk et al., 2008b). Contudo, até à data, nenhum estudo do nosso conhecimento analisou a estabilidade dinâmica do joelho, definindo o ângulo anca-joelho-tornozelo para perceber se a vibração poderá ter algum impacto positivo na diminuição do pico do ângulo do joelho na receção. Neste sentido, pretendemos também, identificar especialmente os momentos valgo na receção dos saltos unilaterais, consistindo estes num padrão de movimento em que ocorre um deslocamento do centro de massa sobre o membro de apoio, combinado com um movimento medial do centro da articulação do joelho, resultante da excessiva adução da anca e rotação interna.

Por tudo o que foi referido anteriormente e, sendo o objetivo principal do treino com VCI aumentar a estimulação neuromuscular de forma mais significativa do que o treino de sem vibração, através de uma melhor preparação do corpo para atividade posterior, conferindo melhor performance para a tarefa seguinte e potenciando os efeitos de um aquecimento comum, então a VCI deverá induzir um grau mais elevado de sobrecarga, caracterizado pelo aumento da produção de energia durante a execução do exercício (Rønnestad, 2009). E como podemos induzir um grau mais elevado de sobrecarga? Teoricamente, aumentado a exposição à vibração. Simplificando, se o treino realizado com vibração, comparativamente ao mesmo treino sem vibração, poderá ter maiores efeitos agudos nas variáveis do desempenho avaliadas, incorporar plataformas vibratórias no treino dos atletas poderá ser uma mais valia para tornar o mesmo mais eficaz. E, como sabemos, hoje em dia os atletas procuram ferramentas que tornem cada vez mais eficiente o próprio treino, e a vibração poderá constituir-se como um importante complemento.

Por último, se a vibração demonstrar ter efeitos imediatos em apenas uma única sessão e sabendo que há provas que 4 semanas (Colson et al., 2010), 5 semanas (Rønnestad, 2004), 6 semanas (Giorgos & Elias, 2007; Lamont et al.,

2011; Pérez-Turpin et al., 2014; Petit et al., 2010), 8 semanas (Chung et al., 2017), 4 meses (Torvinen, Kannus, et al., 2002) e 8 meses (Torvinen et al., 2003) têm um impacto positivo em tarefas de força explosiva e capacidade de salto, é provável que, uma sessão com VCI realizada com mais regularidade, poderá conceder efeitos e adaptações a longo prazo favoráveis.

O presente trabalho foi organizado da seguinte forma:

1. **Introdução**: Apresentação do estudo, pertinência, objetivo e respetiva estruturação;
2. **Revisão da literatura**: Revisão do estado da arte relativo às características de uma vibração mecânica e a sua utilização no treino como forma de melhorar vários aspetos importantes relacionados com o desporto de alto nível.
3. **Objetivos e hipóteses**: Apresentação dos objetivos e hipóteses do presente estudo;
4. **Material e métodos**: Caracterização da amostra, informações sobre a obtenção dos dados obtidos e procedimentos estatísticos e matemáticos utilizados;
5. **Apresentação dos resultados**: Apresentação direta dos resultados obtidos nos procedimentos estatísticos;
6. **Discussão**: Interpretação dos resultados obtidos e discussões das duas inferências para o treino de atletas.
7. **Conclusões**: Exibição das principais conclusões como resposta aos objetivos e hipóteses formuladas;
8. **Bibliografia**: Apresentação de documentos informativos de caráter suplementar.

Revisão da literatura

2. Revisão da literatura

2.1. Características de uma vibração mecânica e respetivos efeitos

As VCI surgem de uma grande diversidade de ações realizadas na indústria, exploração mineral, construções, silvicultura, agricultura e serviços públicos, e sempre que o corpo humano está em contacto com uma dessas superfícies que vibram mecanicamente (Bovenzi, 2005), dá-se uma resposta neuromuscular, sendo esta dependente principalmente da magnitude, frequência e direção do sinal da vibração (Griffin, 1990). No sentido físico, exercício com vibração implica a transferência de energia de um dispositivo para o corpo humano, causando alterações periódicas na força, aceleração e deslocamento, sendo que isto ocorre porque o organismo tem uma vibração natural que, ao encontrar uma vibração externa, ocorre o fenómeno chamado de ressonância, ou seja, uma amplificação vibratória, intensificando as forças internas e resultando em alterações nos tecidos e órgãos internos (Rittweger, 2010).

2.1.1. Tridimensionalidade e Previsibilidade

Existem dois tipos de plataformas vibratórias, as que vibram numa direção predominantemente vertical (Figura Ia) e as que vibram em torno de um eixo horizontal anteroposterior, lateralmente (Figura IIb). Nesta última, para além desta componente anteroposterior, a força é alternadamente aplicada entre os apoios, resultando numa perturbação assimétrica durante a exposição à vibração (Abercromby et al., 2007), porque o lado esquerdo e direito alternam para cima e para baixo, enquanto o centro permanece fixo, como um baloiço. Deste modo, acredita-se que esta perturbação, que resulta numa vibração lateral, evoca movimentos rotacionais em torno da anca e das articulações lombo-sacrais (Rittweger et al., 2001), devido à assincronicidade de transferência da vibração. Contrariamente, as plataformas predominantemente verticais, devido à sua natureza síncrona e harmoniosa das ondas vibratórias,

traduz-se verticalmente sob ambos os apoios em simultâneo, resultando num movimento simétrico durante toda a exposição vibratória (Abercromby et al., 2007) e, quando definida a frequência e a amplitude (as forças), ela permanecerá precisa, independentemente do movimento realizado durante o exercício, ao contrário das vibrações laterais (movimentos rotacionais) (Wicks, 2020) que, quanto mais longe a colocação dos apoios do eixo de rotação, maior é a amplitude da vibração.

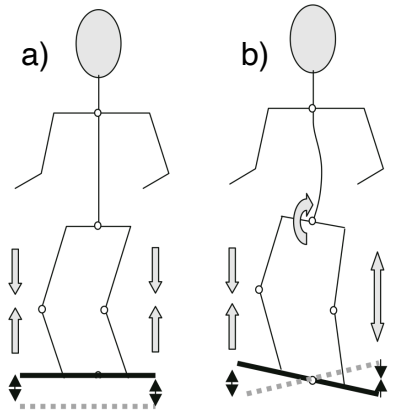


Figura I. Princípios de transmissão de vibrações em plataformas vibratórias.
a) plataformas verticais; b) plataformas laterais (Adaptado de Rittweger, 2010)

A plataforma Power Plate® (PP) é uma plataforma que produz vibração vertical, mas devido ao seu movimento tridimensional esta move-se, em cada oscilação, não apenas no plano cima-baixo (coronal), mas igualmente no plano esquerda-direita (transversal) e frente-trás (sagital). Segundo Wicks (2020), um movimento predominantemente vertical e 3D deve ser considerado muito relevante por 2 motivos: 1) A gravidade é vertical e é a força mais importante no nosso corpo, sendo que todos os dias movemo-nos com e contra a mesma (força de reação do solo) e 2) A arquitetura de todo o nosso corpo é desenhada em 3D, sendo que os nervos, músculos, ossos, articulações, tecidos conjuntivos e até mesmo os nossos órgãos esperam a todo o momento por movimentos triplanares. Pelo que foi referido, deve-se dar prioridade às plataformas que criam ondas vibratórias harmónicas sendo que estas

proporcionam uma forma, um formato e uma velocidade previsível, permitindo um padrão consistente e controlado de ativação muscular reflexa.

2.1.1. Efeitos agudos da VCI na força explosiva e estabilidade dinâmica do joelho

A utilização de plataformas vibratórias na prática desportiva tem sido uma constante, apesar de estudos por vezes contraditórios. Os Quadros I, II e III detalham estudos sobre os efeitos agudos da VCI no desempenho do salto vertical, horizontal e estabilidade e equilíbrio do joelho, respetivamente. Estes quadros procuram associar tendências nos resultados a características do estudo, como a plataforma e a tipologia da vibração. Além disso, consideram-se relevantes a frequência e amplitude da vibração, o tempo total de exposição, os exercícios do protocolo e as características da amostra.

Quadro I. Características dos estudos que avaliam o efeito agudo da VCI na performance de saltos verticais

Estudos	Amostra	Tempo total de exposição à vibração	Exercícios	Plataforma vibratória	Tipologia de vibração	Frequência Amplitude	Resultados	
Bosco et al, 2000	14 homens fisicamente ativos	10' (10x60")	flexão do joelho a 100º (estático)	NEMES 30 L (KB Ergotest,Mikkeli, Finland)	oscilações sinusoidais verticais	26Hz 4mm	**Melhoria no CMJ**	↗
Rittweger et al, 2000	37 sujeitos saudáveis (16 mulheres e 21 homens)	30" flexão dos joelhos + agachamento (ciclo 6s-3s) Até exaustão	agachamento com carga externa	Novotec (Pforzheim, Germany).	—-	26Hz 1,05mm	**Diminuição no salto vertical**	↘
Torvinen et al, 2002	16 sujeitos saudáveis (8 mulheres e 8 homens)	4' (4x60")	agachamento; estático em pé; estático com flexão; saltos; alternar peso de uma perna para a outra; levantar calcanhares estático	Galileo, 2000, Novotec Maschinen GmbH, Pforzheim, Germany)	alternada lateralmente (assíncrona) - baloiço	15 Hz no 1º min 20Hz no 2º min 25Hz no 3º min 30Hz no 4º min 10mm (nas extremidades)	**Melhoria no CMJ**	↗
Cardinale & Lim, 2003	15 sujeitos envolvidos em desportos recreativos (2 mulheres e 13 homens)	5' (5x60")	semi agachamento (estático)	NEMES LC (Ergotest, Greece)	oscilações sinusoidais verticais	20Hz e 40Hz 4mm	**Melhoria no SJ com 20Hz; Melhoria no CMJ com 20 Hz; Diminuição no SJ e no CMJ com 40 Hz**	↗ ↗ ↘

Quadro I. (continuação)

Estudos	Amostra	Tempo total de exposição à vibração	Exercícios	Plataforma vibratória	Tipologia de vibração	Frequência Amplitude	Resultados	
Rittweger et al, 2003	19 jovens universitários saudáveis (9 mulheres e 10 homens)	Até exaustão	agachamento lento até aos 90º com carga externa	Galileo 2000 (NovoTec, Pforzheim, Germany)	alternada lateralmente (assíncrona) - baloiço	26Hz 6-12mm	**Sem alterações na altura de salto e no tempo de contacto no Vertical Serial Jumping**	=
Cochrane & Stannard, 2005	18 atletas femininas de hóquei de campo	5’	5 exercícios estáticos e 1 dinâmico	Galileo Sport (Novotec, Pforzheim, Germany)	alternada lateralmente (assíncrona) - baloiço	26Hz 6mm	**Melhoria no ACMVJ (CMJ c/ balanço dos braços)**	↗
Cormie et al, 2006	9 homens bem treinados (treino de força e atividades recreativas desportivas)	30”	flexão do joelho a 100º (estático)	Power Plate (North America Inc., Northbrook, IL)	3D	30Hz 2,5mm	**Melhoria no CMJ**	↗
Silva et al, 2006	31 sujeitos fisicamente ativos envolvidos em desportos recreativos	6’ (6x60”)	—-	NEMES, (Ergotest, Italy)	oscilações sinusoidais verticais	20, 30 e 40Hz 4mm	**Maiores melhorias no CMJ e SJ com 30Hz comparativamente com 20Hz; Diminuição com 40Hz**	↗ ↘
Bullock et al, 2008	7 atletas de elite de *skeleton* (6 mulheres e 1 homem)	3’ (3x60”)	elevar calcanhares (estático)	NEMES (LC, Rome, Italy)	oscilações sinusoidais verticais	30Hz 4mm	**Sem efeitos no CMJ**	=
Armstrong et al, 2010	90 estudantes (30 mulheres e 30 homens) Amostra super heterogénea, deste minimamente ativos até atletas	1’	joelhos com uma flexão de 10º (estático)	Next Generation Power Plate (Power Plate North America, Inc.)	3D	30, 35, 40 e 50Hz 2-4mm e 4-6mm	**Efeitos mínimos no CMJ**	=
Babak et al, 2010	12 estudantes saudáveis não atletas	8’ (8x(1’ON+1 ’OFF))	—-	—-	—-	30Hz 10mm	**Melhoria no salto vertical**	↗
Dabbs et al, 2011	30 sujeitos de desportos recreativos (15 mulheres e 15 homens)	2’ (4x30”)	1/4 agachamento a cada 5’’ (simulando o CMJ)	MedVibe NitroFit Deluxe vibration platform (Scottsdale, AZ, USA)	alternada lateralmente (assíncrona) - baloiço	30Hz 6,5mm	**Melhoria na altura do CMJ**	↗

Quadro I. (continuação)

Estudos	Amostra	Tempo total de exposição à vibração	Exercícios	Plataforma vibratória	Tipologia de vibração	Frequência Amplitude	Resultados	
Turner et al, 2011	12 sujeitos masculinos de desportos recreativos	30”	1/2 agachamento (estático)	(Nemes LC; Boscosystem, Rieti, Italy)	oscilações sinusoidais verticais	30Hz; 35 Hz; 40Hz 8mm	**Melhoria de 6% no CMJ (40Hz);** **Sem alterações no CMJ (30, 35Hz)**	↗ =
Fachina et al, 2013	26 jogadores de elite de basquetebol	10’ (10x60”)	1/4 de agachamento (estático)	FitVibe Medical vibration plate (NV GymnaUniphy, Bilzen, Belgium)	vibração síncrona	36Hz e 46Hz 3mm	**Diminuição da altura no SJ e no CMJ**	↘
Gerakaki et al, 2013	30 atletas de atletismo (corrida de velocidade)	90”	1/2 agachamento (dinâmico) e afundos (dinâmico)	Power Plate (Pro5TM)	3D	50Hz 2mm	**Diminuição no CMJ em 3,9%**	↘
Dallas et al, 2014	32 atletas competitivos de ginástica artística (19 raparigas e 15 rapazes) de idades entre 9-12	2’ (4x30”)	variantes de agachamento (dinâmico)	Power Plate® Next Generation (Power Plate North America, Northbrook, Illinois)	3D	30Hz 2mm	**Melhoria no SJ imediatamente após a intervenção; Sem alterações no CMJ**	↗ =
Despina et al, 2014	11 atletas de elite de ginástica rítmica	1’15” (5x15”)	5 exercícios (os autores não informam sobre os mesmos nem se são realizados de forma dinâmica ou estática)	Galileo 900 (Galileo Fitness, Novotec, Germany	alternada lateralmente (assíncrona) - baloiço	30Hz 2mm	**Melhoria no SJ de 9,52% Melhoria no CMJ bi (5,01%) e unilateral (18,06% e11,37%)**	↗
Naclerio et al, 2014	15 atletas masculinos colegiais (8 futebol americano e 7 basebol)	3 repetições vs 3x3 repetições com carga externa (80% RM)	agachamento dinâmico (rápido na fase concêntrica e controlada na fase excêntrica)	Power Plate (Power Plate North America, Inc., Northbrook, IL, USA)	3D	40Hz 1,963mm	**Melhoria no CMJ nos protocolos com menos volume e após 4’ de descanso**	↗
Kurt et al, 2015	20 atletas desportos de combate (12 mulheres e 8 homens)	4’ (4x60”)	panchas ventrais; 1/2 agachamento; receber vibração nas mãos (estáticos)	Power Plate® Next Generation PRO 5, 2x1A, 2010, USA)	3D	26Hz 4mm	**Sem alterações no SJ**	=

Quadro I. (continuação)

Estudos	Amostra	Tempo total de exposição à vibração	Exercícios	Plataforma vibratória	Tipologia de vibração	Frequência Amplitude	Resultados	
Pojskic et al, 2015	21 futebolistas saudáveis colegiais	60''	1/2 agachamento estático c/ 100º flexão joelho (s/ carga; c/ carga)	—-	—-	50Hz 4mm	**Sem diferenças significativas no CMJ**	=
Annino et al, 2017	20 jovens adultos	10' (2x(5x60"))	1/2 agachamento (estático)	(Nemes LC; Boscosystem, Rieti, Italy)	oscilações sinusoidais verticais	35Hz 5mm	**Melhoria na altura de salto no CMJ**	↗
Wallmann et al, 2019	36 sujeitos não treinados	60"	semi agachamento c/ aprox. 60º de flexão do joelho (estático)	Power Plate (Pro5, Performance Health Systems, Northbrook, IL)	3D	30Hz 2mm	**Sem qualquer efeito significativo na altura do salto vertical nos homens; Diminuição nas mulheres**	= ↘
Feland et al, 2021	20 jovens alunos ativos (7 raparigas e 3 rapazes)	5' (5x60") + 5'(5x60")	1/2 agachamento c/ 45º flexão do joelho) c/ elástico abaixo dos joelhos para criar resistência (estático)	Power Plate (North America, Inc., Northbrook, IL).	3D	26Hz 3,6mm	**Sem alterações significativas no CMJ**	=
Munshi et al, 2022	24 basquetebolistas masculinos universitários	2' (2x30" + 2x30")	agachamento + agachamento unilateral	—-	oscilações sinusoidais verticais	30Hz 5mm	**Melhorias no CMJ**	↗

Estudo cross-over | Atletas | Maior tempo de exposição à vibração
Protocolo que inclui exercícios dinâmicos | Elevadas frequências (≥40Hz)
Melhoria | Diminuição | = Sem alterações | —- Sem informações

Apesar de não se encontrarem tantos estudos (Quadro II) que avaliem o efeito agudo do treino com vibração em saltos horizontais, comparativamente com os saltos verticais (Quadro I), a relevância na sua melhoria é igualmente crítica para a performance desportiva (Moran et al., 2021). Da nossa pesquisa, apenas encontramos dois estudos, e apenas um foi realizado com com desportistas.

Quadro II. Características dos estudos que avaliam o efeito agudo da VCI na performance de saltos horizontais

Estudos	Amostra	Tempo total de exposição à vibração	Exercícios	Plataforma vibratória	Tipologia de vibração	Frequência Amplitude	Resultados	
Babak et al, 2010	12 estudantes saudáveis	8' (8x(1'ON+1' OFF))	—-	—-	—-	30Hz 10mm	**Sem alterações no distância de salto**	=
Cochrane & Book, 2014	14 atletas masculinos de atletismo	6' (6x60")	agachamento estático (120º de flexão de joelho)	Galileo Sport (Novotec, Pforzheim, Germany)	alternada lateralmente (assíncrona) - baloiço	26Hz 6,4mm	**Melhorias em 3% nos saltos horizontais bilaterais (3 saltos c/ ajuda dos braços)**	↗

Estudo cross-over | Atletas | Maior tempo de exposição à vibração

Melhoria | Diminuição | = Sem alterações | —- Sem informações

Quando pensamos na estabilidade do joelho, existem poucos estudos que avaliem os efeitos da vibração num aspeto tão relevante na performance desportiva (Lockie et al., 2013) e na prevenção de lesões (Bates et al., 2017). Tal como nos saltos horizontais, encontramos apenas dois estudos que avaliem este parâmetro, e apenas um com desportistas (Quadro III).

Quadro III. Características dos estudos que avaliam o efeito agudo da VCI na estabilidade do joelho

Estudos	Amostra	Tempo total de exposição à vibração	Exercícios	Plataforma vibratória	Tipologia de vibração	Frequência Amplitude	Resultados	
Melnyk et al, 2008	23 sujeitos saudáveis	2' (2x60")	flexão dos joelhos de 30º e rotação externa dos pés aprox 5º (estático)	Power Plate (International, Frankfurt, Germany)	3D	30Hz 4mm	**Melhorias na estabilidade estática do joelho**	↗
Ebben et al, 2010	11 jogadoras de elite de basquetebol	2'	flexão do joelho (estático) + agachamentos lentos (dinâmico) + flexão do joelho (estático)	Power Plate (Model PP0405561 29, PRO5 AIRDAPTIV ETM High Performanc e, Irving, CA, USA)	3D	30 Hz (30") 40Hz (60") 50Hz (30") 4mm	**Não altera ou prejudica a estabilidade dinâmica e o equilíbrio (tempo para estabilizar no CMJ)**	= ↘

Atletas | Protocolo que inclui exercícios dinâmicos

Melhoria | = Sem alterações | —- Sem informações

Dos 27 estudos analisados, 3 não especificam a tipologia de vibração (Babak et al., 2010; Pojskic et al., 2015; Rittweger et al., 2000). Apenas 6 usaram plataformas vibratórias assíncronas como a Galileo® (Cochrane & Booker, 2014; Cochrane & Stannard, 2005; Despina et al., 2014; Rittweger et al., 2003; Torvinen, Kannu, et al., 2002) e MedVibe® NitroFit Deluxe (Dabbs et al., 2011). A maioria dos estudos, 18, preferiu plataformas que geram ondas vibratórias precisas e simétricas, como a NEMES®, FitVibe® Medical Vibration Plate e Power Plate®. Desses 18 estudos, 10 utilizaram uma plataforma predominantemente vertical mas 3D (Power Plate®) para verificar se existe alterações no SJ e CMJ e na estabilidade do joelho e equilíbrio (Quadros I e III). Relativamente aos efeitos agudos da VCI na performance de saltos horizontais, não existe até hoje nenhuma evidência científica realizada com uma plataforma vibratória triplanar.

Dito isto, e partindo do pressuposto que as plataformas síncronas são verticais, existe 3 tipos de vibração, as verticais, as tridimensionais (que não deixam de ser verticais, mas têm para além da verticalidade mais dois sentidos de vibração) e as laterais. Todas as anteriores são seguras e eficazes na medida em que possuem resultados comprovados (Quadros I, II e III). Contudo, quando consideramos o modelo de movimento do ser humano, uma plataforma tridimensional e predominantemente vertical, atende a uma função autêntica pois prepara o corpo para o que temos de fazer todos os dias de uma forma natural (gravidade), estimulando-o a funcionar de forma mais transferível possível (3D), em especial no desporto.

2.1.3. Frequência

Um dos pontos, que determina a intensidade das vibrações e talvez o mais importante, é a frequência. A taxa de repetição dos ciclos de oscilação denota a frequência vibratória, que é o número de vezes, por segundo, que os ciclos vibratórios se dão no plano vertical (medido em Hz) (Cardinale & Bosco, 2003).

Relativamente à forma mais eficaz da realização de um protocolo de efeitos agudos em parâmetros da força explosiva, frequências baixas de

vibração parecem ser as mais adequadas para promover melhorias. Frequências altas de vibração (50Hz) já revelaram diminuir em 3,9% a altura do CMJ em atletas de velocidade (Gerakaki et al., 2013) como já demonstraram não causar alterações em parâmetros do CMJ em futebolistas (Pojskic et al., 2015). Da mesma forma, um protocolo com 30'' a 30Hz, 60'' a 40Hz e 30'' a 50Hz não alterou ou prejudicou a estabilidade dinâmica e o equilíbrio (tempo para estabilizar o CMJ) em jogadoras de elite de basquetebol (Ebben et al., 2010). Pelo contrário, frequências mais baixas de vibração (26Hz-30Hz) parecem ser mais consensuais nestas melhorias agudas (Bosco et al., 2000; Cochrane & Stannard, 2005; Cormie et al., 2006; Dabbs et al., 2011; Dallas et al., 2014; Despina et al., 2014; Melnyk et al., 2008b; Munshi et al., 2022; Torvinen, Kannu, et al., 2002). Neste sentido, um estudo que avaliou voleibolistas profissionais observou que uma posição de 1/2 agachamento sobre uma plataforma vibratória provoca respostas eletromiográficas (EMG's) mais elevadas no músculo vasto lateral em comparação com a mesma posição sem que as vibrações sejam transmitidas, e que e maior resposta dá-se a 30Hz, sugerindo esta frequência como aquela que provoca a maior resposta de reflexo no músculo avaliado durante a VCI (M. Cardinale & J. Lim, 2003). Tous et al (2006), que avaliaram 16 sujeitos com experiência com treino de força e as suas respostas EMG's durante 10'' de VCI com diferentes frequências e com cargas externas progressivas, obteve resultados semelhantes. A melhor reposta EMG deu-se a 30Hz (sem carga externa) e, quanto maior a carga externa, menores foram as diferenças EMG's (Tous et al., 2006).

Também Cardinale & Lim (2003) observaram que após 5' de vibração deu-se uma melhoria no SJ com 20Hz, contudo, deu-se uma diminuição com 40Hz, sugerindo que frequências mais altas podem prejudicar as variáveis de força explosiva (Marco Cardinale & J. Lim, 2003). Similarmente Silva et al (2006), observaram que após 6' de vibração, o protocolo realizado a 30Hz aumentou mais os valores de CMJ e SJ comparativamente ao mesmo protocolo com 20Hz e que, o mesmo protocolo com 40Hz, tende a diminuir estes valores (Silva et al., 2006).

2.1.4. Amplitude

Sendo a vibração um impulso mecânico que se caracteriza por movimentos oscilatórios, é a extensão dos mesmos o que determina a amplitude, isto é, o deslocamento no plano vertical, do pico negativo ao pico positivo, em mm (Cardinale & Bosco, 2003). Há um longo caminho ainda a percorrer no sentido de se encontrar a amplitude ótima de vibração para diferentes contextos de treino. Al Masud et al (2022) realizaram uma revisão para tentar perceber o protocolo ótimo de VCI a ser adotado para melhorias na força muscular e a amplitude de 4mm parece ser a mais aplicada na grande parte dos estudos. Contudo, a seleção de 4mm ainda não foi cientificamente justificada nem estabelecida como uma amplitude ótima (Al Masud et al., 2022).

Observando os Quadros de revisão (Quadros I, II e III), dos 27 estudos apresentados: 9 utilizaram uma amplitude inferior a 4mm, em que foram utilizadas plataformas síncronas em 8 deles, sendo que apenas Despina et al (2014) utilizou uma plataforma assíncrona; 8 definiram a amplitude a 4mm, em que em todos foram utilizadas plataformas verticais e síncronas; e 10 estudos definiram a amplitude superior a 4mm, em que metade utilizou plataformas assíncronas. Assim, conseguimos perceber que os estudos que utilizaram uma plataforma assíncrona, a amplitude das vibrações foi superior (6-12mm) comparativamente com aqueles que utilizaram plataformas síncronas (1,963mm-8mm), exceto Despina et al (2014) que definiram a amplitude máxima a 2mm, obtendo melhorias significativas no SJ e no CMJ. Com isto, é correto afirmar que existe uma grande a discrepância nos procedimentos experimentais dentro da literatura dos efeitos agudos da VCI na performance de força explosiva relativamente às definições ótimas de vibração, tornando a procura pela amplitude ideal extremamente desafiante.

2.2. Treino em plataformas vibratórias

2.2.1. A origem e a sua aplicabilidade prática

A possibilidade de utilizar as vibrações como uma intervenção de exercício é uma ideia com quase três décadas. A primeira aplicação da vibração como uma intervenção de exercício foi conduzida por cientistas russos (Issurin et al.), em 1994, tendo por objetivo investigar um “novo método de treino para a força máxima e flexibilidade" de 3 semanas em atletas, incluindo estimulação vibratória nos músculos a ser avaliados. O treino de força com vibração produziu um aumento médio da força máxima isotónica de 49,8%, um acréscimo médio de 16% comparativamente ao grupo de treino convencional (e sem qualquer ganho no grupo de controlo) e o treino de flexibilidade com vibração resultou num ganho médio de 14cm na espargata, em comparação com 4,1cm para o treino convencional e 2cm para o grupos de controlo (Issurin et al., 1994). Relativamente a dados mais imediatos, uma outra investigação teve como objetivo comparar os efeitos agudos entre atletas de elite de várias modalidades e atletas amadores, e verificaram diferenças na resposta muscular estatisticamente significativas, tendo sido o ganho médio na potência máxima devido à estimulação vibratória maior entre os atletas de elite, podendo esta diferença estar associada à maior sensibilidade dos receptores musculares e do sistema nervoso central dos atletas de elite à estimulação adicional (Issurin & Tenenbaum, 1999). Mais tarde (Bosco et al.), em 1998, concluíram que um treino com vibração de apenas 10’ a uma baixa frequência (26Hz) submetido a sujeitos ativos durante 10 dias, aumentou a altura do salto vertical em 12%, sugerindo que o efeito vibratório recruta uma adaptação biológica associada a uma potenciação neutral (Bosco et al., 1998).

2.2.2. Os potenciais mecanismos mediadores do seu efeito

Existem algumas teorias sobre como a vibração pode ter um efeito no desempenho muscular (Cardinale & Bosco, 2003; Roelants et al., 2004). Entre

outros, a carga gravitacional tem uma grande influência no desempenho muscular, sendo que quando esta é reduzida (microgravidade), observa-se uma diminuição acentuada da massa muscular e da capacidade de gerar força (Fitts et al., 2001), quando o contrário acontece (hipergravidade), dá-se um aumento na área da secção transversal do músculo e na capacidade este gerar força (Cardinale & Bosco, 2003). Por exemplo, o exercício com vibração, devido às suas altas acelerações, proporciona um grande stress sobre as estruturas, impondo uma atividade de hipergravidade, onde a carga gravitacional é acentuada. A sua ação mecânica é, então, produtora de uma perturbação, de alterações rápidas e curtas no comprimento do complexo músculo-tendão. Esta perturbação é detetada pelos recetores sensoriais que modulam a rigidez muscular através da atividade muscular reflexa e tentam modular rapidamente a rigidez muscular, com o fim de amenizar as ondas vibratórias. (Cardinale & Bosco, 2003). Desta forma, as vibrações mecânicas que chegam ao músculo ou ao tendão podem provocar uma contração muscular reflexa. Esta contração chama-se de Reflexo Tónico Vibratório (RTV) (Eklund & Hagbarth, 1966), sendo que qualquer músculo esquelético responde com um RTV, exceto os músculos da face e da língua, que não têm fusos neuro-musculares (Poenaru et al., 2016).

2.2.2.1. Reflexo Tónico Vibratório

O RTV depende de vários factores: interpessoais (variabilidade da resposta nos indivíduos); intrapessoais (variabilidade da resposta na mesma pessoa em momentos diferentes); o comprimento do músculo que recebe vibração (um músculo alongado provoca um reflexo mais forte, através de uma maior sensibilidade do fuso neuromuscular em função do comprimento); as propriedades físicas dos tendões (quadríceps e o tríceps sural são os últimos a responder) e das posições da cabeça e do corpo (rotação da cabeça implica um reflexo mais acentuado nas extremidades em que os olhos estão colocados e diminuído no lado contralateral), contudo, a frequência de vibração é o fator preponderante (Poenaru et al., 2016).

A deformação dos tecidos moles induzida pela vibração pode estimular os fusos musculares e aumentar o ciclo do reflexo de estiramento, ativando principalmente os neurónios motores α (Cardinale & Bosco, 2003). Normalmente, a vibração resulta num aumento da atividade EMG, com níveis que excedem os observados durante a atividade muscular voluntária, potencialmente atribuído a uma maior sincronização das unidades motoras (UM) após a aplicação da vibração. A atividade muscular reflexa representa uma resposta neuromuscular a perturbações de vibração mecânica intensa, mediada por vias mono e polissinápticas e sendo que as terminações primárias do fuso muscular apresentam maior sensibilidade à vibração do que as terminações secundárias e os órgãos tendinosos de Golgi (Cardinale & Bosco, 2003), a percepção da vibração ocorre não só nos fusos neuromusculares, mas também na pele, nas articulações e nas terminações secundárias (Rittweger et al., 2003). Com isto, o reflexo de estiramento provocado durante a vibração instiga frequentemente contrações musculares. Assim, a VCI induz intermitentemente o relaxamento e a contração muscular, ativando as fibras musculares e nervosas, reforçando o sistema neuromuscular (Prisby et al., 2008). Esta contração muscular é suficientemente vigorosa para mover o segmento do corpo e trabalhar contra uma resistência, de maneira que cessar a vibração significa, em alguns segundos, cessar a contração muscular (Poenaru et al., 2016).

2.3. Efeitos do treino em plataformas vibratórias

A realização de sessões de treino em plataformas vibratórias é cada vez mais comum do desporto de alto rendimento, especialmente em equipas de grande nível de desempenho, onde se torna necessário adicionar novos incrementos de intensidade e de impacto para as suas rotinas habituais de treino. Os benefícios são de facto consideráveis e bem documentados em áreas muito distintas da performance muscular, prevenção e recuperação de lesões, bem como na recuperação muscular.

2.3.1. Força muscular

A respeito da força muscular, resultados indicam que o exercício em plataformas vibratórias pode resultar em melhorias na força muscular similares ou melhores comparativamente ao treino convencional de musculação (Marín & Rhea, 2010). Por exemplo, um estudo realizado com basquetebolistas mostrou aumentos significativos na força isométrica máxima voluntária dos extensores do joelho e na altura do SJ, após treino de 4 semanas com VCI (40Hz; 4mm), comparativamente ao mesmo treino sem vibração (Colson et al., 2010). Por haver maior quantidade de fibras musculares a trabalhar, dá-se também o aumento da atividade muscular, sendo este aumento melhor e maior com vibração. Corroborando, nos 3 exercícios avaliados num estudo (agachamento, agachamento profundo e agachamento a uma perna), o treino com VCI (35Hz) induziu um maior aumento na atividade muscular nos MI, quando comparados com os mesmos exercícios sem VCI. Para além disso, a atividade muscular nos músculos avaliados (retus femoral, vastus lateral, vastus medial e gastrocnemius) foi significativamente maior nos exercícios unilaterais e nos músculos mais próximos da plataforma (gastrocnemius) (Roelants et al., 2006).

2.3.2. Desempenho muscular

Os benefícios na performance desportiva e muscular são bem documentados e diversos. O desempenho muscular em atividades em que a velocidade é a base tem sido provada de ser melhorada através do treino com VCI. Ilustrando, um 1/2 agachamento sem quaisquer cargas adicionais com VCI (40Hz; 2mm) induziram níveis mais altos de potência, quando comparado com o mesmo protocolo sem VCI, em atletas de ciclismo de velocidade. Assim, este método vibratório tem um grande potencial na preparação específica de *sprint* para melhorar a qualidade do treino de velocidade e também para melhorar o desempenho na modalidade em competição (Duc et al., 2020). Em outro tópico completamente diferente, como a flexibilidade, mobilidade e amplitude de movimento (ROM), também a VCI tem-se demonstrado muito proveitosa no que diz respeito à sua melhoria. van den Tillar (2006), ao realizar

um estudo duplo cego analisando a mobilidade dos isquiotibiais de jovens universitários de educação física concluiu que, para melhores ganhos de flexibilidade, deve-se realizar o método de alongamento/contração juntamente com o treino em plataforma vibratória (28Hz; 10mm). Os resultados mostram que em 4 semanas ambos os grupos tiveram um aumento significativo na flexibilidade dos isquiotibiais, contudo, o grupo VCI mostrou um aumento significativamente maior (30%) na ROM comparativamente com o grupo de controlo (14%) (van den Tillaar, 2006). De igual forma, quando falamos de uma população onde a ROM é muito importante e já muito treinada, que é o caso da ginástica, os resultados são interessantes e igualmente significativos. Na avaliação da realização da espargata frontal em atletas masculinos ginastas, a vibração (30Hz; 2mm) melhorou significativamente a ROM na espargata comparativamente ao alongamento sem vibração (Sands et al., 2009). Desta forma, a informação obtida com estes estudos dá apoio à ideia de que a vibração aplicada às atividades de alongamento pode aumentar os esforços de alongamento.

2.3.3. Reabilitação e prevenção de lesões

Para além dos benefícios diretos na performance muscular, aumentar os níveis de força muscular no complexo tornozelo-pé para fins de reabilitação e prevenção de lesões em atletas é uma área particularmente interessante quando falamos em treino com vibração, sendo a articulação tíbio-társica a primeira a receber a vibração proveniente de uma plataforma aquando um exercício em cima da mesma, com o(s) pé(s) em apoio. As evidências práticas no campo da estabilidade desta articulação estão ilustradas em alguns estudos (Arora et al., 2021; Cloak et al., 2010; Shamseddini Sofla et al., 2021). Evidenciando, um estudo recente que comparou os efeitos de VCI (20Hz-40Hz) em simultâneo com exercícios de treino de força com o treino de força isolado, na alteração da atividade e força dos músculos gastrocnémio lateral e vasto medial oblíquo (VMO) e o desempenho da potência em atletas universitários (futebol, voleibol e basquetebol), encontrou um grande aumento na atividade do músculo VMO após 6 semanas de treino com VCI combinado com protocolo

de treino de força (Arora et al., 2021). Este resultado pode ser importante para a prescrição de um programa de reabilitação para indivíduos com instabilidade funcional do tornozelo e joelho e para aqueles que estão em risco de desenvolver uma lesão. Similarmente, os resultados de um estudo com dançarinas de elite com tornozelos instáveis mostraram que o equilíbrio estático e dinâmico foi melhorado com o treino de 6 semanas com VCI (30Hz-40Hz) (Cloak et al., 2010) e, da mesma forma, 4 semanas de treino com VCI (30Hz-40Hz; 3mm) mostrou melhorar o equilíbrio em indivíduos com instabilidade crónica do tornozelo (Shamseddini Sofla et al., 2021).

Inclusive, também deve ser dada a devida importância à articulação do joelho sendo a dor patelo femoral (DPF) uma das causas mais comuns de dor anterior no joelho em atletas, afetando o desempenho, especialmente durante atividades unilaterais. Shadloo et al (2021) comparou os efeitos do treino com VCI (30Hz; 3mm) com treino convencional (exercícios de alongamento e de fortalecimento para os músculos ao redor do joelho) na dor e desempenho em atletas com DPF e os resultados fornecem evidências de que tanto o treino de 4 semanas com VCI ou o treino convencional são eficazes na redução da dor e no aumento do desempenho em atletas com DPF. Contudo, os efeitos positivos do treino com VCI reforçam a importância do uso deste método de trabalho muscular para a reabilitação de atletas com DPF, pois parece atingir o mesmo efeito que o exercício convencional, mas num período de treino mais curto (Shadloo et al., 2021).

Adicionalmente, na temática da recuperação muscular, melhorias na proprioceção e no equilíbrio em atletas que se encontram em reabilitação de uma lesão do cruzado anterior parecem também ser obtidas com 12 sessões de treino com vibração, progressivo a nível de frequência e amplitude (30-50Hz; 2mm-4mm) e de exercícios (estáticos-dinâmicos) (Moezy et al., 2008). Da mesma forma, um estudo que analisou os efeitos do treino com VCI (30Hz; 2mm) comparativamente com o mesmo treino sem vibração em jovens saudáveis e desportistas após operação ao joelho (cruzado anterior), verificou o grupo que que treinou com VCI não obteve atrofia muscular, ao contrário do grupo que não usou VCI e que 12 semanas após a operação, o grupo que

treinou com VCI, mostrou-se mais satisfeito com os resultados da operação e reportou menos dor do que o grupo que não usou VCI na sua reabilitação (Bastian J, 2004).

2.3.4. Recuperação de esforços

Uma outra área de intervenção muito positiva da VCI diz respeito à recuperação de esforços em treino e competição sendo que durante um treino ou uma prova, a recuperação entre séries ou momentos/intervalos, respetivamente, deve ser tida em conta de maneira a tornar o treino/ competição mais inteligente e eficaz possível. Quando falamos na recuperação de esforços competitivos, a vibração pode tem um impacto positivo sendo que um protocolo de treino de recuperação com VCI (40Hz; 5mm) já revelou reduzir a rigidez muscular e os processos inflamatórios musculares (redução da IL6[1]) em corredores recreativos, podendo estimular os linfócitos e histaminas (Broadbent et al., 2008), assumindo aqui uma importante intervenção na recuperação após exercício. Considerando agora a recuperação durante o treino ou competição, Rhea & Kenn (2009) analisaram o efeito da vibração na recuperação entre séries de repetições máximas em sessões de treino de força máxima em atletas halterofilstas, e chegaram a conclusões interessantes. Entre séries de 1 repetição máxima de *back squat* um grupo descansou passivamente durante 3 minutos enquanto o outro também, mas apenas durante 2 minutos e depois realizou 30 segundos de VCI (35Hz; 4mm) e no grupo que usou vibração na sua recuperação, a percentagem de produção de energia no segundo set foi superior (Rhea & Kenn, 2009). Do mesmo modo, num estudo realizado com futebolistas profissionais, o uso de VCI (40Hz; 0,83mm) no intervalo de um jogo de futebol, traduziu-se numa maior facilidade no re-aquecimento para a segunda parte, auxiliando na manutenção da performance, numa diminuição do tempo de estabilização após salto com o MD e numa diminuição da fadiga nos marcadores de lesão dos isquiotibiais, ajudando na diminuição da probabilidade de lesão (Lovell et al., 2011).

[1] O bloqueio ou redução na produção de interleucina-6 (IL-6), uma proteína envolvida na resposta inflamatória, ajuda o sistema imunológico a combater infeções e a reduzir a inflamação.

2.4. Melhoria da força explosiva e estabilidade dinâmica do joelho após exposição à vibração

A ciência tem demonstrado que a aplicação aguda da VCI pode aumentar a capacidade muscular (Cochrane & Stannard, 2005), podendo estes efeitos imediatos benéficos no desempenho muscular ser atribuídos à potenciação neurogénica, que envolve os reflexos espinais e a ativação muscular (Cardinale & Bosco, 2003; Rittweger et al., 2003), sendo a principal evidência que suporta a potenciação neurogénica baseada na medição do RTV. Estudos indicam que a vibração pode estimular a atividade do fuso muscular, resultando numa resposta excitatória no músculo em repouso (Burke et al., 1976; Ribot-Ciscar et al., 1998). Desta forma, a utilização da vibração num músculo em contração provoca uma força suplementar, sendo que maior parte do tempo, o principal antagonista do músculo que está a receber vibração, relaxa (Hagbarth & Eklund, 1966). Assim, é possível que a utilização da VCI antes do exercício/ treino/prova pode contribuir para elevar o desempenho neurológico sem induzir uma fadiga muscular significativa, permitindo aos atletas manter bons níveis de performance continuado ao longo da sessão de treino quando combinada com exercícios de força ou pliométricos (Rhea & Kenn, 2009).

A avaliação dos efeitos agudos de exposição à vibração tem sido especialmente realizada com saltos de impulsão vertical, nomeadamente de SJ e CMJ. Da revisão que efetuámos (Quadro I, II e III) foi possível encontrar 6 artigos que continham avaliação do SJ e 19 artigos que continham avaliação do CMJ, sendo que em apenas um deles a avaliação do CMJ permitia o balanço dos braços (ACMVJ). Apenas 3 estudos continham a avaliação de nenhum dos saltos referidos anteriormente, sendo que dois artigos apenas documentaram que avaliaram saltos verticais, sem especificar o nome do teste e um artigo avaliou o Vertical Serial Jump (VSJ) (Quadro I). Contrariamente, no que diz respeito aos saltos horizontais, a investigação é bastante escassa, tendo sido possível encontrar apenas dois estudos que avaliaram o efeito agudo na vibração na impulsão horizontal, sendo que um dos estudos avalia o salto horizontal bilateral e o outro não descreve o tipo e a execução de salto

horizontal realizado (Quadro II). O mesmo acontece quando falamos da evidência relativa ao equilíbrio e à estabilidade da articulação do joelho, tendo sido encontrado apenas dois estudos que avaliaram o efeito agudo nestes parâmetros, sendo que um avaliou a estabilidade estática do joelho e outro a estabilidade dinâmica e equilíbrio, através do tempo para estabilizar no CMJ (Quadro III).

Observando o Quadro I, melhorias no SJ parecem ser mais evidentes quando a vibração está definida para frequências mais baixas (<40Hz), especialmente com 30Hz. O mesmo acontece com as melhorias no CMJ, exceto no estudo de Turner et al (2011) e Naclerio et al (2014), pois encontraram melhorias com frequências superiores (40Hz), mas não superiores a 40Hz. Diminuições ou não alterações na performance de saltos verticais parecem estar associadas ao facto de ter sido usado no protocolo de exercícios carga externa (Pojskic et al., 2015; Rittweger et al., 2000; Rittweger et al., 2003) ou de uma das frequências estabelecidas no protocolo ser superior a 40Hz (Marco Cardinale & J. Lim, 2003; Fachina et al., 2013; Gerakaki et al., 2013; Silva et al., 2006).

Da mesma forma, observando agora o Quadro II, as melhorias na performance de saltos horizontais parecem ser conseguidas quando a vibração está definida para frequências mais baixas, 26Hz no estudo em causa (Cochrane & Booker, 2014), apesar de Babak et al (2010) não ter observado alterações na distância de salto com frequências igualmente baixas (30Hz). A não ocorrência de alterações neste último estudo pode estar relacionada com o facto da amplitude da vibração ter sido programada para um valor muito elevado de 10mm e, contrariamente ao estudo de Cochrane & Booker (2014), que obteve melhorias com atletas de atletismo, a amostra era constituída por estudantes saudáveis não atletas.

Por fim, atentando agora no Quadro III, as melhorias no equilíbrio e na estabilidade do joelho parecem igualmente mais evidentes quando a vibração está definida para frequências mais baixas (<40Hz), particularmente com 30Hz (Melnyk et al., 2008b). Quando a vibração é definida para frequências superiores (40Hz e 50Hz) parece não haver alterações ou até mesmo

agravamento do tempo para estabilizar de um salto de impulsão vertical (CMJ), mesmo tendo como amostra atletas (Ebben et al., 2010).

Objetivos e hipóteses

3. Objetivos e hipóteses

3.1. Objetivo geral

Avaliar o efeito agudo de sessões de treino sobre uma plataforma vibratória na força explosiva dos membros inferiores e na estabilidade dinâmica do joelho em desportistas.

3.2. Objetivos específicos

- Avaliar o efeito da VCI na performance de saltos verticais bipodais e unipodais e de saltos horizontais unipodais;
- Avaliar o efeito da VCI no valgo dinâmico do joelho durante os saltos verticais unipodais;
- Verificar se diferentes tempos de exposição à vibração têm influência na performance da força explosiva e no valgo dinâmico do joelho.

3.3. Hipóteses

As hipóteses selecionadas foram as seguintes:

H1: Os protocolos de exercícios realizados com VCI revelam maiores efeitos na impulsão vertical relativamente aos mesmos protocolos sem vibração, em especial quando se trata de um maior tempo de exposição à vibração.

H2: Os protocolos de exercícios realizados com VCI revelam maiores efeitos no valgo dinâmico do joelho nos saltos de impulsão vertical unilaterais relativamente aos mesmos protocolos sem vibração, em especial quando se trata de um maior tempo de exposição à vibração.

H3: Os protocolos de exercícios realizado com VCI revelam maiores efeitos na impulsão horizontal relativamente aos mesmos protocolos sem vibração, em especial quando es trata de um maior tempo de exposição à vibração.

Materiais e métodos

4. Materiais e métodos

4.1. Caracterização da amostra

A amostra foi constituída por vinte de quatro (24) atletas masculinos adultos (13 futebolistas e 11 corredores de meio fundo e fundo), cuja caracterização é apresentada no Quadro IV. Os critérios de inclusão foram: (1) anos de treino ≥ 5 anos; (2) ≥ 5 sessões de treino por semana; (3) propósitos e objetivos competitivos; (4) competição regular e (5) experiência prévia com plataformas vibratórias. Os critérios de exclusão foram: (1) antecedentes de intervenção cirúrgica nos membros inferiores num período inferior a 2 anos (2); dor muscular e/ou lesão atual/prévia recente nos MI; e (3) problemas cardiovasculares.

Foi solicitado aos atletas para que não alterassem significativamente o seu treino e a sua alimentação durante a participação no estudo e que em todas as sessões comparecessem, sempre que possível, em condições semelhantes, quer a nível horário como a nível de treino e recuperação.

Quadro IV. Valores médios (± dp) relativos à idade, altura e peso dos atletas constituintes da amostra

Amostra	N	Idade (anos)	Altura (cm)	Peso (kg)
Futebol	13	21,9 ± 4,5	179,6 ± 5,1	74,6 ± 5,9
Corrida	11	40,6 ± 12,8	178,6 ± 7,3	69,9 ± 10,4
Total	**24**	**30,50 ± 13,1**	**179,1 ± 6,1**	**72,5 ± 8,4**

4.2. Desenho do estudo

No que se refere ao desenho do estudo e tendo em conta que um protocolo cruzado remete para estudos *cross-over*, muitas vezes por grupos, optamos por catalogar o nosso protocolo como um estudo de grupo único no

qual os sujeitos participam em todas as condições de forma randomizada. Esta opção teve como grande propósito comparar os efeitos das diferentes condições no mesmo grupo de indivíduos, isolando os efeitos do tratamento e eliminando a influência de outros fatores que podem afetar os resultados. Assim, para efeitos de análise de dados, há cinco grupos, só que os grupos são de condições e não de sujeitos, uma vez que todos os participantes foram submetidos a todas as sessões. A seleção aleatória da ordem das sessões serviu para cooperar na redução dos efeitos de *carry-over* e da indesejada possibilidade de familiarização com os exercícios e os testes (podendo esta fasear os relutados das sessões posteriores).

4.3. Procedimentos

Os sujeitos realizaram 5 sessões experimentais (A, B, C, D e E). Para cada atleta foi gerada uma atribuição aleatória das sessões e nunca foi revelado ao atleta qualquer seria a próxima sessão, sabendo apenas no próprio dia a sessão a realizar.

Após todas as sessões, foram realizados os testes de avaliação. A sessão A, serviu como uma sessão de controlo ativo e constituiu numa sessão de 25' com 10' de corrida e 15' de exercícios de core e mobilidade da anca, enquanto as restantes sessões, B, C, D e E constituíram em 12' ou 24' (dependente da sessão) de exercícios sem carga adicional com ou sem vibração. Estas sessões foram: B- Com vibração (30Hz; 2mm) e baixo volume de treino; C- Sem vibração e baixo volume de treino; D- Com vibração (30Hz; 2mm) e alto volume de treino e E- Sem vibração e alto volume de treino. Em todas estas 4 sessões, os exercícios foram realizados em cima da plataforma vibratória, sendo que nas sessões B e D esta estava ligada (30Hz;2mm) e nas sessões C e E estava desligada. De notar também que existiu um tempo de descanso entre as rondas dos exercícios, sendo que o tempo de treino efetivo foi de 9' e de 18', e não 12' e 24' (tempo total do protocolo de exercício). Assim as

sessões B e D foram 9’ e 18’ de treino com vibração, respetivamente e nas sessões C e E foram 9’ e 18’ de treino sem vibração, respetivamente.

Na semana antes do início da primeira sessão, para estabelecer a dominância do MI, nos futebolistas, o membro dominante (MD) foi definido como a perna utilizada principalmente para chutar, rematar e passar a bola (DeLang et al., 2019) e nos corredores, como a perna que normalmente manipula um objeto com mais facilidade ou a que é escolhida para executar um movimento (como um remate numa bola), levando automaticamente à definição do membro não dominante (MND), aquele que exerce a ação estabilizadora (Peters, 1988). Nessa mesma semana, os atletas realizaram uma sessão de adaptação e aprendizagem técnica com o objetivo de familiarização com os exercícios do treino a realizar antes das avaliações, assim como os testes pertencentes às avaliações, de maneira a ensinar a forma correta de realização de todos o protocolo, minimizando os erros técnicos e evitando uma falsa evolução e melhoria nas variáveis a avaliar (que poderia ter acontecido se a aprendizagem técnica se desse ao longo do protocolo experimental). Após a familiarização, cada praticante dispôs de, no máximo, 15 dias para concluir a sua participação do estudo, após o primeiro dia em que foi realizada a primeira sessão. As sessões foram separadas por um período de *wash-out* mínimo de 48h.

4.3.1. Esquema de exercícios nas sessões B, C, D e E

Nas sessões B, C, D e E, os exercícios inseridos no protocolo antes das avaliações foram direcionados para os grupos musculares recrutados para a avaliação das varíaveis, tendo as sessões o objetivo de preparar e potenciar a atividade posterior variando não só a nível de vibração (com vs sem) como a nível de tempo (12’ vs 24’) e de quantidade de exercícios (4 vs 8) (Quadro V).

A organização do protocolo de treino do nosso estudo, teve como base a seleção de exercícios sem carga externa, em concordância com a grande maioria dos estudos, até porque a utilização de cargas adicionais nos protocolos de treino não tem evidenciado diferenças significativas (Pojskic et

al., 2015; Rittweger et al., 2000; Rittweger et al., 2003). Selecionámos ainda exercícios dinâmicos e com alguns exercícios de pliometria indo, deste modo, de encontro às exigências colocadas no protocolo de avaliação. Por exemplo, um dos exercícios foi 30" de agachamento estático em que a cada 10", os atletas efetuavam apenas um salto (ou seja, 3 saltos, aos 10'', aos 20'' e aos 30'') e voltavam à posição de agachamento estático, de forma a maximizar o aproveitamento da vibração mas preparando, sem gerar fadiga, para as avaliações posteriores. Esta opção não é muito comum (mais usual com exercícios isométricos), embora alguns estudos semelhantes tenham sido realizados igualmente com exercícios dinâmicos (Cochrane & Stannard, 2005; Dabbs et al., 2011; Dallas et al., 2014; Ebben et al., 2010; Gerakaki et al., 2013; Munshi et al., 2022; Naclerio et al., 2014; Rittweger et al., 2000; Rittweger et al., 2003; Torvinen, Kannu, et al., 2002).

Deste modo, selecionamos para o protocolo de treino exercícios que cumprissem alguns requisitos: a) de pouca complexidade técnica, evitando dificuldades na sua realização; b) direcionados para os MI, considerando a modalidade desportiva dos participantes bem como o que se pretende avaliar; c) capazes de estimular o controlo da posição do joelho; e d) maioritariamente unilaterais.

Quadro V. Esquema de exercícios das sessões de baixo volume (primeiros 4 exercícios, a preto tracejado) e das sessões de alto volume (esquema completo, a preto) de treino.

Exercícios	Repetições/ Tempo	Rondas	Tempo de descanso entre rondas	
Elevação de calcanhares	15	3	15-20”	Protocolo das sessões com menos volume
Agachamento estático com salto a cada 10”	30”	3	15-20”	
Agachamento unilateral com salto a cada 10”	30”	2 para cada lado	10”	
Step-up com salto a cada 5 repetições	15	2 para cada lado	10”	
Agachamento com abertura	12	2 para cada lado	10”	Protocolo das sessões com mais volume
Posição de corrida com salto a cada 5 repetições	10	2 para cada lado	10”	
Proprioceção joelho com rotação	10	2 para cada lado	10”	
Toca e sai (lento e controlado)	30”	2 para cada lado	30”	

4.3.2. Esquema de exercícios na sessão A

Contrariamente às restantes 4 sessões, a sessão A, consistiu numa corrida de 10’, em que a velocidade inicial foi definida a 10km/h e foi progressivamente aumentada até aos 5’ para encontrar uma velocidade ideal para cada indivíduo, onde a frequência cardíaca (FC) estabilize. Assim que esta se encontrava estabilizada, era mantida a velocidade correspondente até aos restantes 5’, ou seja, até aos 10’. Após corrida, foi dado um descanso de 1’, para ser retirado o cardiofrequencímetro e para o indivíduo se dirigir ao colchão para dar início ao esquema de exercícios escolhido para esta sessão. O esquema de exercícios (Quadro VI) teve o objetivo de, contrariamente ao esquema selecionado para as outras sessões, não ser tão diretamente direcionado para os MI, não tendo o peso de corpo todo em cima dos membros, mas sim por todo o corpo. Com isto, os 4 exercícios de core e mobilidade da anca escolhidos para esta sessão foram todos realizados no

colchão numa posição de prancha ventral e lateral e numa posição de 4 apoios, nunca sendo adquirida a posição de pé. O tempo do protocolo teve a duração de 25', para tentar aproximar ao tempo de protocolo das sessões mais longas (D e E).

Quadro VI. Esquema de exercícios da sessão A

Exercícios	Repetições/ Tempo	Rondas	Tempo de descanso entre rondas
Corrida interior	10'	-	-
Prancha ventral	40''	4	20"
4 apoios perna frente/ trás	12	2 para cada lado	10"
Prancha lateral	40''	2 para cada lado	20''
4 apoios passagem perna barreira	10	2 para cada lado	10''

4.4. Instrumentos

Para as sessões B, C, D e E foi utilizada uma plataforma Power Plate® com as seguintes características: Modelo: pro5R; Dimensões da máquina: 87cmx109cmx155cm; Dimensões da plataforma: 86cmx94cm; Peso:149kg; Carga máxima: 182kg; Frequência:25-50Hz (incrementos de 1Hz); Amplitude: Baixa (2mm)/Alta (4mm); Sistema elétrico: 110-240V (voltagem), 160-265VA (potência nominal), 50/60Hz (frequência).

Para a sessão A foi utilizado um tapete rolante Woodway® com as seguintes características: Modelo: Pro XL 4F; Dimensões: 122cmx239cmx178cm; Peso: 307kg; Carga máxima: 180kg (4mph+) ou 360kg (<4mph); Velocidade: 0-24km/h; Inclinação: 0-25%; Fonte de alimentação: 208/230 VAC 20 Amp 50/60Hz. Também na sessão A, para controlar a FC durante a corrida foi utilizado um cardiofrequencímetro POLAR® H10 com as

seguintes características: Modelo: 1W; Dimensões: 65mmx34mmx10mm; Peso: 60gr (total) e 21gr (sem bracelete); Resistente à água.

Em todas as sessões, na avaliação dos saltos verticais foi utilizada uma plataforma de forças da Swift Performance® (ezejump) com as seguintes características: Área: 760mmx760m; Altura: 1cm; Peso: 19kg e foi colocada a 74cm da parede. Também foi utilizado um tripé a 1m70m do ezejump (81cm de altura do chão até à câmera e 2m da câmera até ao ezejump), um suporte para dispositivo e um iPad mini 4 (Figura II) para registar os momentos unilaterais dos saltos verticais. Os registos retirados pela câmera de vídeo do iPad sofreram posteriormente uma análise cinemática 2D utilizando o software Dartfish® (myDartfish Mobile, versão 10.1.10720). Na avaliação dos saltos horizontais foi ultimado um giz para registar no solo o último contacto feito com o calcanhar, sendo a distância medida com medidor laser STANLEY® (TTLM 99si, tipo 2) com um alcance de 35m.

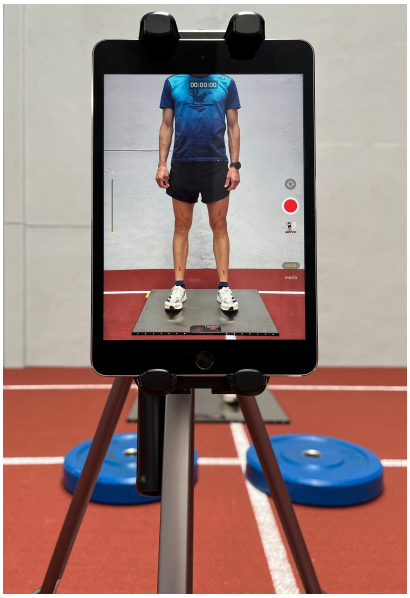


Figura II. *Setting* das avaliações dos saltos verticais

Antes de todas as sessões, com um marcador, foi marcado na pele dos atletas o ponto médio dos côndilos femorais (para aproximar o centro da articulação do joelho), o ponto médio dos maléolos do tornozelo (para aproximar o centro da articulação do tornozelo) e o ponto da coxa proximal ao

longo de uma linha desde a espinha ilíaca superior anterior até ao marcador do joelho (Munro et al., 2012). Os pontos médios foram determinados utilizando uma fita métrica, e todos os marcadores foram colocados pelo mesmo investigador. Posteriormente estas marcas foram utilizados para que o ângulo de projeção do plano frontal (FPPA) do joelho fosse determinado a partir de imagens digitais utilizando o sistema 2D Dartfish®. A determinação do ângulo teve por base os procedimentos de Willson et al (2006), que introduziram o uso do FPPA do joelho para quantificar o movimento valgo do joelho durante o teste SJ unilateral, sendo a sua medição o ângulo subtendido entre a linha dos marcadores na coxa proximal até à articulação do joelho e a linha da articulação do joelho até ao tornozelo, no *frame* que corresponde ao ponto de flexão máxima do joelho (Willson et al., 2006).

4.5. Testes

Os testes foram realizados 2' após o fim de cada protocolo de exercícios. A primeira bateria de testes consistiu na realização de saltos verticais: SJ em duplo apoio, SJ unilateral (direita e esquerda) e CMJ em duplo apoio, CMJ unilateral (direita e esquerda). Foram dadas 2 tentativas para cada salto e para cada lado (no caso dos unilaterais) com um descanso de 20'' entre as mesmas e um descanso de 30'' entre saltos. Após a realização do SJ e do CMJ foi dado 1' de descanso antes de proceder ao segundo e último teste, que consistia num salto horizontal unipodal (QU) com igualmente 2 tentativas para cada lado.

4.5.1. SJ e CMJ e respetivas variáveis utilizadas

O SJ foi realizado para avaliar a altura do salto de uma ação muscular concêntrica e foi iniciado com os joelhos flexionados a 90°. Após ser dado um sinal acústico ("vai!"), os sujeitos saltaram uma vez o mais alto possível sem executar qualquer contramovimento antes de saltar. Os indivíduos foram instruídos a não levantar os joelhos durante a fase de voo e aterragem. Foi

selecionado o salto mais alto para análise, assim como os respetivos dados do mesmo. O CMJ foi utilizado para avaliar a altura do salto através da combinação de ações musculares excêntricas e concêntricas. Os participantes foram instruídos a flexionar livremente o(s) joelho(s) e a saltar 5x consecutivas o mais alto possível. Foi selecionado para análise a melhor tentativa, aquela em que foi obtido o salto mais alto, assim como os dados respetivos ao mesmo.

Para evitar trabalho imensurável, os deslocamentos horizontais e laterais foram minimizados pedindo aos praticantes para manterem as mãos na anca durante os saltos (Bosco et al., 1998) de SJ e CMJ e o deslocamento angular dos joelhos foi padronizado para que os mesmos flexionem os joelhos a aproximadamente 90°. Quer no SJ e no CMJ ficou registado automaticamente os dados na plataforma online *Swift Labs*. As variáveis de análise foram: altura (cm) do SJ (ASJ), a altura (cm) do SJ com o MD (ASJ_D), a altura (cm) do SJ com o MND (ASJ_ND), a altura (cm) do CMJ (ACMJ), altura do CMJ (cm) com o MD (ACMJ_D) e a altura (cm) do CMJ com o MND (ACMJ_ND).

Para além disto, filmamos os saltos unilaterais SJ_D, SJ_ND, CMJ_D e CMJ_ND) para quantificar, posteriormente através do software Dartfish®, o movimento do joelho durante o os mesmos (FPPA). As evidências sugerem que as estimativas de movimento obtidas (ângulos e velocidade) com Dartfish® são válidas para movimentos de apenas um plano, não existindo provas de apoio suficientes da sua validade para movimentos complexos (Lu et al., 2020). Deste modo, a literatura, mostra uma fiabilidade moderada a elevada entre e intra-atletas quando se utiliza o Dartfish® para analisar os ângulos dos joelhos e da anca durante saltos (Holden et al., 2015; Parsons & Alexander, 2012) em ambientes controlados. Também já foi estabelecida a validade simultânea de Dartfish® em comparação com sistemas de captura de movimento 3D ao analisar cinemática da anca e joelho a partir de uma câmera de vídeo, posicionada no plano frontal durante a corrida (Maykut et al., 2015) e ângulos da anca e do joelho medidos no plano sagital durante o agachamento (Eltoukhy et al., 2012).

Dito isto, as variáveis de análise foram: FPPA no SJ com o MD (SJ°D), FPPA no SJ com o MND (SJ°ND), FPPA no CMJ com o MD (CMJ°D) e FPPA no CMJ com o MND (CMJ°ND), sendo o ângulo registado para análise o resultado da subtração: ângulo raso - ângulo efetuado no salto (180º-x), sendo que este podia assumir valores positivos, quando o joelho era colocado para fora (varo) ou valores negativos, quando o joelho era colocado para dentro (valgo). O ângulo efetuado no salto (x), foi observado no *frame* correspondente ao ponto de flexão máxima do joelho (Willson et al., 2006), no melhor salto, isto é, na melhor tentativa para cada salto unilateral.

4.5.2. Quíntuplo unipodal e respetivas variáveis

O salto QU é um teste de força explosiva dos MI, no qual o atleta tem efectuar cinco saltos horizontais consecutivos com apenas uma perna, sendo o objetivo saltar a maior distância possível. Foi dito aos atletas para começaram por ficar de pé atrás de uma linha com apenas um pé em apoio e ao sinal “vai”, realizavam cinco saltos consecutivos sem parar, utilizando um estilo de salto para a frente bem como um estilo de salto vertical que lhes permita ganhar a distância máxima. Foi permitida a utilização dos braços para auxiliar o movimento explosivo e para o equilíbrio, e foram realizados 2 tentativas para cada perna, com 30’’ de descanso entre tentativas. A medição foi feita desde a linha de descolagem até ao último contacto com o calcanhar na aterragem do quinto e último salto. Com um giz, foi marcado no solo um risco na zona do último contacto com o calcanhar e foi registado, com um medidor laser, os melhores saltos (de maior distância).

Dito isto, as variáveis de análise foram: distância (m) com o MD (QU_UD), e a distância (m) com o MND (QU_ND).

4.6. Matemáticos e estatísticos

Para randomizar a ordem de sessões foi produzida uma função que gerou uma sequência de letras aleatórias no Excel (versão 16.0), com A, B, C, D, E (5 sessões), sendo que para cada atleta foi gerada uma atribuição aleatória das sessões.

A análise dos dados foi realizada através do software estatístico *Statistical Package for the Social Science*® (SPSS®), versão 29.0, utilizando um nível de significância de 5% (α=0,05).

Para a realização dos testes estatísticos de comparação de médias utilizamos um teste não paramétrico, o teste de Friedman, uma vez que detetamos problemas de normalidade ($n<30$). Antes de realizar a análise dos dados, verificamos que estes atendem aos pressupostos do teste de Friedman, garantindo resultados válidos e confiáveis.

Para detetar quais os momentos que apresentam diferenças significativas, realizamos um teste de múltiplas comparações a posteriori como o método *pairwise*, comparando todos os pares de momentos. Para além disso, como realizamos múltiplos testes, existe uma maior chance de cometer um erro de tipo I (rejeitar incorretamente a hipótese nula), sendo que foram registados e considerados para a análise os valores de significância ajustados pela correção de Bonferroni para múltiplos testes (dividindo o nível de significância original pelo número de testes realizados).

Apresentação dos resultados

5. Apresentação dos resultados

Neste capítulo, apresentaremos os resultados obtidos da nossa pesquisa, através dos testes estatísticos definidos para testar as hipóteses pré-estabelecidas.

5.1. Valores médios entre sessões

No Quadro VII, são apresentadas as médias (M) e o respetivos desvio-padrão (DP) de todos os valores obtidos das respetivas variáveis avaliadas em todas as sessões de treino, assim como o valor do teste Q de Friedman, aproximado pela distribuição qui-quadrado (χ^2), e o valor de p, calculado por essa mesma distribuição.

No Quadro VIII é apresentado os valores de p de todas as combinações de pares de sessões, recorrendo a um teste de múltiplas comparações a posteriori, com o método *pairwise,* de maneira a identificar quais as sessões que apresentam diferenças significativas nas suas médias.

Quadro VII. Análise descritiva e comparativa das valores obtidos em todas as variáveis avaliadas

	A M ± DP	B M ± DP	C M ± DP	D M ± DP	E M ± DP	χ^2	p
ASJ	33,58 ± 6,82	35,23 ± 7,01	34,38 ± 6,89	35,36 ± 7,79	33,73 ± 7,05	24,01	**<0,001**
ASJ_D	17,39 ± 4,39	18,07 ± 4,44	17,68 ± 4,57	18,45 ± 4,92	17,37 ± 4,73	11,42	**0,022**
ASJ_ND	17,00 ± 4,50	17,91 ± 4,40	17,40 ± 4,42	17,23 ± 4,68	16,96 ± 4,45	8,08	0,089
ACMJ	34,38 ± 7,49	35,45 ± 7,28	34,70 ± 7,88	35,37 ± 8,17	34,00 ± 7,13	13,17	**0,010**
ACMJ_D	17,18 ± 4,97	17,67 ± 5,07	17,12 ± 4,86	17,04 ± 4,93	16,55 ± 4,92	6,52	0,163
ACMJ_ND	16,78 ± 4,99	17,37 ± 5,37	16,39 ± 4,48	16,76 ± 5,17	15,95 ± 4,81	19,16	**<0,001**
QU_D	10,18 ± 1,73	10,18 ± 1,70	10,03 ± 1,79	10,33 ± 1,86	10,00 ± 1,70	18,29	**0,001**
QU_ND	10,06 ± 1,97	10,09 ± 1,80	9,97 ± 1,85	10,15 ± 1,94	9,87 ± 1,79	7,90	0,095
SJ°D	-6,9 ± 12,73	-1,1 ± 7,9	-5,4 ± 10,27	-1,8 ± 7,24	-4,4 ± 11,93	14,22	**0,007**
SJ°ND	-7,5 ± 7,45	0,4 ± 7,70	-2,9 ± 10,93	-0,7 ± 6,48	-4,2 ± 8,01	36,07	**<0,001**
CMJ°D	-10,3 ± 7,24	-3,4 ± 6,01	-11,1 ± 7,62	-4,1 ± 6,79	-10,24 ± 5,28	36,72	**<0,001**
CMJ°ND	-10,8 ± 8,31	-3,6 ± 8,48	-9,9 ± 6,68	-3,0 ± 6,53	-7,6 ± 8,94	36,57	**<0,001**

ASJ – altura do squat jump bilateral (cm); ASJ_D – altura do squat jump com o membro dominante (cm); ASJ_ND – altura do squat jump com o membro não dominante (cm); ACMJ – altura do countermovement jump bilateral (cm); ACMJ_D – altura do countermovement jump com o membro dominante (cm); ACMJ_ND – altura do countermovement jump com o membro não dominante (cm); QU_D – distância do quíntuplo com o membro dominante (m); QU_ND – distância do quíntuplo com o membro não dominante (m); SJ°D – ângulo de projeção do plano frontal do joelho no squat jump com o membro dominante (°); SJ°ND – ângulo de projeção do plano frontal do joelho no squat jump com o membro não dominante (°); CMJ°D – ângulo de projeção do plano frontal do joelho no countermovement jump com o membro dominante (°); CMJ°ND – ângulo de projeção do plano frontal do joelho no countermovement jump com o membro não dominante (°); M – média; DP – desvio padrão; χ^2 – valor do teste Q de Friedman, aproximado pela distribuição qui-quadrado; p – probabilidade de significância; A – sessão de controlo; B – sessão mais curta com vibração; C – sessão mais curta sem vibração; D – sessão mais longa com vibração; E – sessão mais longa sem vibração.

Como podemos observar nos dados do quadro acima (Quadro VII), em 9 das 12 variáveis avaliadas, verificou-se diferenças estatisticamente significativas (a negrito). O teste de Friedman mostrou para os testes de impulsão vertical, que as médias da ASJ diferem significativamente entre sessões [χ^2 (4) = 24,01; p < 0,001], assim como as médias da ASJ_D, ACMJ e ACMJ_ND ([χ^2 (4) = 11,42; p = 0,022], [χ^2 (4) = 13,17; p = 0,010] e [χ^2 (4) = 19,16; p < 0,001], respetivamente). Já as médias da ASJ_ND e ACMJ_D não demonstraram diferir significativamente a nível estatístico [χ^2 (4) = 8,08; p = 0,089] e [χ^2 (4) = 6,52; p < 0,163], respetivamente). Relativamente ao teste de impulsão horizontal, o teste de Friedman mostrou apenas diferenças

estatisticamente significativas nas médias do QU_D [χ^2 (4) = 18,29; p = 0,001], não exibindo diferenças nas médias com o MND, no QU_ND [χ^2 (4) = 7,90; p = 0,095]. Já nos valores do FPPA do joelho, o teste de Friedman indicou que todas as variáveis avaliadas (SJ°D, SJ°ND, CMJ°D e CMJºND) diferem entre sessões (χ^2 (4) = 14,22; p = 0,007], [χ^2 (4) = 36,07; p < 0,001], [χ^2 (4) = 36,72; p < 0,001] e [χ^2 (4) = 36,57; p < 0,001], respetivamente). Nestas 9 variáveis em que as médias diferiram significativamente, foi realizado um teste de múltiplas comparações, apresentado no Quadro VIII, para detetar quais os pares de sessões que apresentam diferenças significativas.

Quadro VIII. Múltiplas comparações aposteriori das variáveis significativas

	A-E	**A-C**	**A-B**	**A-D**	**E-C**	**E-B**	**E-D**	**C-B**	**C-D**	**B-D**
	p	p	p	p	p	p	p	p	p	p
ASJ	1,000	1,000	0,062	**0,001**	1,000	0,093	**0,001**	1,000	**0,047**	1,000
ASJ_D	1,000	1,000	0,913	0,081	1,000	0,679	0,054	1,000	0,400	1,000
ASJ_ND	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ACMJ	1,000	1,000	0,358	0,062	1,000	0,285	**0,047**	1,000	0,446	1,000
ACMJ_D	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ACMJ_ND	**0,019**	1,000	1,000	1,000	0,319	**0,001**	**0,005**	0,913	1,000	1,000
QU_D	0,199	0,552	1,000	1,000	1,000	0,827	**0,002**	1,000	**0,009**	0,446
QU_ND	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
SJ°D	1,000	1,000	**0,004**	0,106	1,000	0,497	1,000	0,319	1,000	1,000
SJ°ND	0,106	0,054	**0,000**	**0,000**	1,000	0,106	0,121	0,199	0,225	1,000
CMJ°D	1,000	1,000	**0,000**	**0,002**	1,000	**0,001**	**0,007**	**0,000**	**0,001**	1,000
CMJ°ND	0,552	1,000	**0,000**	**0,000**	1,000	0,176	0,081	**0,003**	**0,001**	1,000

ASJ – altura do squat jump bilateral (cm); ASJ_D – altura do squat jump com o membro dominante (cm); ASJ_ND – altura do squat jump com o membro não dominante (cm); ACMJ – altura do countermovement jump bilateral (cm); ACMJ_D – altura do countermovement jump com o membro dominante (cm); ACMJ_ND – altura do countermovement jump com o membro não dominante (cm); QU_D – distância do quíntuplo com o membro dominante (m); QU_ND – distância do quíntuplo com o membro não dominante (m); SJ°D – ângulo de projeção do plano frontal do joelho no squat jump com o membro dominante (°); SJ°ND – ângulo de projeção do plano frontal do joelho no squat jump com o membro não dominante (°); CMJ°D – ângulo de projeção do plano frontal do joelho no countermovement jump com o membro dominante (°); CMJ°ND – ângulo de projeção do plano frontal do joelho no countermovement jump com o membro não dominante (°); p – probabilidade de significância; A-E – diferença entre as médias da sessão A e E; A-C – diferença entre as médias da sessão A e C; A-B – diferença entre as médias da sessão A e B; A-D – diferença entre as médias da sessão A e D; E-C – diferença entre as médias da sessão E e C; E-B – diferença entre as médias da sessão E e B; E-D – diferença entre as médias da sessão E e D; C-B – diferença entre as médias da sessão C e B; C-D – diferença entre as médias da sessão C e D; B-D – diferença entre as médias da sessão B e D;

Quando observamos os resultados referentes à impulsão vertical, na ASJ, o teste de múltiplas comparações mostrou que as médias das alturas do SJ diferem entre a sessão A e a sessão D (p = 0,001), entre a sessão E e a sessão D (p = 0,001) e entre a sessão C e D (p = 0,047), revelando que a sessão D mostrou resultados superiores estatisticamente significativos na ASJ (35,36 ± 7,79cm), comparativamente com as sessões A, E e C (33,58 ± 6,82cm, 33,73 ± 7,05cm e 34,38 ± 6,89cm, respetivamente). Já na ASJ_D, apesar do teste de Friedman ter encontrado uma diferença significativa entre as médias (p = 0,022), o teste de múltiplas comparações não encontrou diferenças significativas, indicando que a diferença detetada pelo teste de Friedman é pequena, não sendo detetada pelos testes de múltiplas comparações.

Na ACMJ, o teste de múltiplas comparações mostrou que as médias das alturas do CMJ diferem entre a sessão E e a sessão D (p = 0,047). A sessão D mostrou resultados superiores estatisticamente significativos na ACMJ (35,37 ± 8,17cm), comparativamente com sessão E, ou seja, a mesma sessão sem vibração (34,00 ± 7,13cm). Nas médias das alturas com o MND (ACMJ_ND), o teste de múltiplas comparações mostrou que estas diferem entre a sessão E e a sessão A (p = 0,019), entre a sessão E e B (p = 0,001) e a sessão E e D (p = 0,005). A sessão E mostrou resultados inferiores estatisticamente significativos na ACMJ com o MND (15,95 ± 4,81cm), comparativamente com a sessão A (16,78 ± 4,99cm), com a sessão B (17,37 ± 5,37cm) e com a sessão D (16,76 ± 5,17cm).

Observando agora os resultados referentes à impulsão horizontal, no QU_D, o teste de múltiplas comparações mostrou que as médias das distâncias do QU com o MD diferem entre a sessão E e a sessão D (p = 0,002) e entre a sessão C e D (p = 0,009). A sessão D mostrou resultados superiores estatisticamente significativos (10,33 ± 1,86m), comparativamente com a sessão E e com a sessão C (10,00 ± 1,70m e 10,03 ± 1,79m, respetivamente).

Atentando os dados referentes ao FPPA do joelho, no SJ°D, o teste de múltiplas comparações mostrou que as médias dos ângulos do joelho no SJ com o MD diferem entre a sessão A e a sessão B (p = 0,004). A sessão B

mostrou um menor valgo do joelho no SJ˚D (-1,1 ± 7,9˚) estatisticamente significativo comparativamente com a sessão A (-6,9 ± 12,73˚). Com o o MND (SJ˚ND) verificou-se diferenças entre a sessão A e a sessão B (p = 0,000) e entre a sessão A e D (p = 0,000). A sessão A, mostrou um maior valgo do joelho (-7,5 ± 7,45˚) estatisticamente significativo comparativamente com a sessão B (0,4 ± 7,70˚) e com a sessão D (-0,7 ± 6,48º).

Por fim, nos dados relativos à estabilidade articular do joelho no CMJ, o teste de múltiplas comparações mostrou que as médias dos ângulos do joelho no CMJ com o MD (CMJ˚D), diferem entre a sessão A e a sessão B (p = 0,000), entre a sessão A e D (p = 0,002), entre a sessão E e B (p = 0,001), entre a sessão E e D (p = 0,007), entre a sessão C e B (p = 0,000) e entre a sessão C e D (p = 0,001). A sessão A, mostrou um maior valgo do joelho no CMJ˚D (-10,3 ± 7,24˚) estatisticamente significativo comparativamente com a sessão B (-3,4 ± 6,01˚) e D (-4,1 ± 6,79˚). A sessão E mostrou um maior valgo do joelho (-10,24 ± 5,28˚) estatisticamente significativo comparativamente com a sessão B (-3,4 ± 6,01˚) e D (-4,1 ± 6,79˚). Da mesma forma, a sessão C, revelou um maior valgo do joelho (-11,1 ± 7,62˚) estatisticamente significativo, comparativamente com a sessão B (-3,4 ± 6,01˚) e D (-4,1 ± 6,79˚). Com o MND (CMJ˚ND), verificou-se diferenças entre a sessão A e a sessão B (p = 0,000), entre a sessão A e D (p = 0,000), entre a sessão C e B (p = 0,003) e entre a sessão C e D (p = 0,001). A sessão A, revelou um maior valgo do joelho (-10,8 ± 8,31˚) estatisticamente significativo comparativamente com a sessão B (-3,6 ± 8,48 ˚) e D (-3,0 ± 6,53˚). Da mesma forma, a sessão C, mostrou um maior valgo do joelho (-9,9 ± 6,68˚) estatisticamente significativo comparativamente com a sessão B (-3,6 ± 8,48 ˚) e D (-3,0 ± 6,53˚).

Discussão

6. Discussão

6.1. Metodologia

O treino em plataformas vibratórias pressupõe logo a tipologia e qualidade da vibração a que iremos sujeitar o praticante. Decidimos utilizar neste estudo, uma plataforma Power Plate®, por a vibração produzida ser tridimensional, harmónica, precisa, previsível e por isso mesmo, segura e, deste modo, mais tolerável para o corpo humano. Esta é também a opção da maior parte dos autores em estudos realizados sobre plataformas que criam ondas vibratórias simétricas (Quadros I, II e III).

Nas opções que podíamos tomar, a frequência utilizada era uma das mais importantes. Optámos por uma frequência de 30Hz, por um lado para evitarmos estímulos vibratórios demasiado altos e capazes de induzir dores musculares agudas (Rittweger et al., 2003) ou, por oposição, estímulos demasiado baixos sem aumentos relevantes do estado excitatório do sistema nervoso central (M. Cardinale & J. Lim, 2003). Alguns estudos mostram que frequências inferiores a 30Hz não provocam alterações agudas significativas em saltos verticais (Rittweger et al., 2000) nomeadamente no SJ (Kurt & Pekünlü, 2015) ou o CMJ (Feland et al., 2021), acontecendo o mesmo quando a frequência é superior (M. Cardinale & J. Lim, 2003; Fachina et al., 2013; Gerakaki et al., 2013; Silva et al., 2006). Esta nossa opção foi também a que fez parte de parte significativa dos estudos que mostraram resultados agudos na impulsão vertical (Babak et al., 2010; M. Cardinale & J. Lim, 2003; Cormie et al., 2006; Dabbs et al., 2011; Dallas et al., 2014; Despina et al., 2014; Munshi et al., 2022; Silva et al., 2006). Relativamente à amplitude, apesar de existir uma divergência naquela que é definida como a amplitude ótima de vibração, utilizamos uma amplitude baixa de 2 mm. Tendo apenas a opção de 2mm ou 4mm e sendo que nem todos os indivíduos se sentem confortáveis quando definida uma amplitude mais alta (sentindo, em alguns momentos, vibração a chegar à cabeça), optamos pela amplitude mais baixa possível de ser definida, evitando algum incómodo. Esta opção também vai ao encontro à grande parte

dos estudos que utilizaram plataformas síncronas, em que amplitude definida foi abaixo de 4mm (Quadro I,II e III).

O tempo de exposição à vibração é outra variável que pode comprometer a leitura dos resultados obtidos. A nossa opção recaiu em dois protocolos de 9' e de 18', o que também nos permitia identificar se esta diferença de tempo total de treino se marcaria por diferenças nos efeitos agudos. Da revisão que fizemos (Quadros I, II e III), é evidente que apenas 4 estudos foram realizados com um tempo de exposição superior a 8'. Desses 4, 3 mostraram diferenças significativas na melhoria de saltos verticais (Annino et al., 2017; Babak et al., 2010; Bosco et al., 2000), o que nos sugere a importância do tempo de exposição num estudo com estas características.

Também optamos por incluir no protocolo de treino exercícios maioritariamente a uma perna, sendo que a atividade muscular com vibração nos exercícios unilaterais já demostrou ser significativamente maior comparativamente com exercícios bilaterais (Roelants et al., 2006) e a estimulação vibratória unilateral parece ser mais benéfica que a estimulação bilateral no que toca à altura do salto com o MND aumentando, consequentemente, a simetria entre membros (Shin et al., 2015).

A avaliação dos efeitos agudos de treino em plataforma vibratória implica igualmente uma escolha assertiva dos testes de avaliação. Existe uma consonância na maior parte dos estudos na utilização de saltos de impulsão vertical, o que nos levou a selecionar o SJ e o CMJ como testes padrão, até por serem facilmente comparáveis com outros estudos que encontraram melhorias em parâmetros relacionados com estes saltos (Annino et al., 2017; Babak et al., 2010; Bosco et al., 2000; Marco Cardinale & J. Lim, 2003; Cochrane & Stannard, 2005; Cormie et al., 2006; Dabbs et al., 2011; Dallas et al., 2014; Despina et al., 2014; Munshi et al., 2022; Naclerio et al., 2014; Silva et al., 2006; Torvinen, Kannu, et al., 2002; Turner et al., 2011). A avaliação do FPPA no momento da receção dos saltos unilaterais foi igualmente outra opção, considerando a importância do controlo do joelho valgo na prevenção de lesões, nomeadamente do ligamento do cruzado anterior (LCA) (Geiser et al., 2010; Melnyk et al., 2008a). Os saltos horizontais foram outra prioridade,

considerando a importância e aplicabilidade destes saltos para a velocidade e grande partes dos deslocamentos no desporto (Lin et al., 2023; Lockie et al., 2020; Lockie et al., 2012). Tendo por base o triplo salto num apoio, que é um válido preditor da força explosiva em cada um dos apoios (Hamilton et al., 2008), a nossa opção recaiu no quíntuplo num apoio, para ser mais facilmente observável possíveis diferenças entre membros.

6.2. Squat Jump

Relativamente ao SJ, o treino com vibração mostrou-se mais benéfico comparativamente com o treino sem vibração, quando o tempo de exposição à vibração é superior (Figura III). Assim, a sessão mais longa com vibração (D) mostrou resultados superiores estatisticamente significativos na ASJ (35,36 ± 7,79cm), comparativamente com as sessões A, E e C (33,58 ± 6,82cm, 33,73 ± 7,05cm e 34,38 ± 6,89cm, respetivamente), todas elas sem a utilização de vibração. O protocolo de treino mais curto com vibração (B) não mostrou diferenças quando comparamos com o protocolo de treino mais longo com vibração (D), nem com as restantes sessões sem vibração (A,C e E).

Não conhecemos nenhum estudo que tenha realizado a avaliação dos efeitos agudos da vibração no SJ com o tempo de exposição tão longo quanto o realizado no nosso estudo. Do nosso conhecimento, o estudo que realizou um protocolo com um tempo de exposição maior avaliou jogadores de elite de basquetebol com 10’ de exposição (Fachina et al., 2013). Neste estudo, ao contrário dos nossos resultados, registou-se uma diminuição na altura no SJ. Contudo, foi incluído no protocolo de treino uma frequência alta de 46Hz, sendo que esse mesmo protocolo foi constituído somente por um único exercício (1/4 de agachamento), de forma estática, durante 60’’ (10x60’’) e foi realizado numa plataforma vibratória síncrona não tridimensional, o que poderá ter influenciado os resultados finais. Ainda assim, este tempo de exposição à vibração é consideravelmente mais baixo do que uma das opções do nosso estudo.

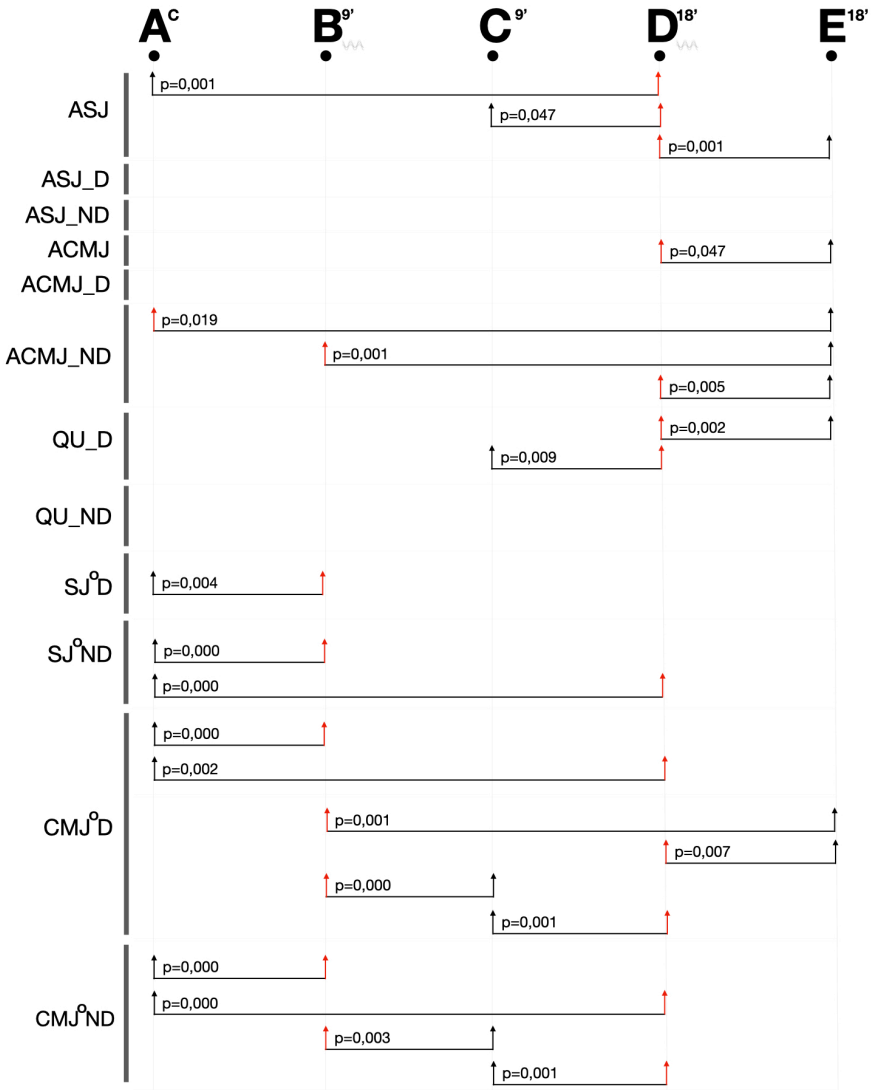


Figura III. Diferenças entre sessões de treino

ASJ – altura do squat jump bilateral (cm); ASJ_D – altura do squat jump com o membro dominante (cm); ASJ_ND – altura do squat jump com o membro não dominante (cm); ACMJ – altura do countermovement jump bilateral (cm); ACMJ_D – altura do countermovement jump com o membro dominante (cm); ACMJ_ND – altura do countermovement jump com o membro não dominante (cm); QU_D – distância do quíntuplo com o membro dominante (m); QU_ND – distância do quíntuplo com o membro não dominante (m); SJ°D – ângulo de projeção do plano frontal do joelho no squat jump com o membro dominante (°); SJ°ND – ângulo de projeção do plano frontal do joelho no squat jump com o membro não dominante (°); CMJ°D – ângulo de projeção do plano frontal do joelho no countermovement jump com o membro dominante (°); CMJ°ND – ângulo de projeção do plano frontal do joelho no countermovement jump com o membro não dominante (°); p – probabilidade de significância; A – sessão de controlo; B – sessão mais curta com vibração; C – sessão mais curta sem vibração; D – sessão mais longa com vibração; E – sessão mais longa sem vibração;
As setas representam os pares de sessões que apresentam diferenças significativas. As setas vermelhas representam, para cada par de sessões, aquela em que foram obtidos os melhores resultados.

Quando selecionamos um tempo de exposição à vibração mais baixo (no nosso caso, 9'), as respostas à vibração podem mesmo assim acontecer com melhorias significativas na ASJ (se mantivermos frequências de vibração baixas) (M. Cardinale & J. Lim, 2003; Silva et al., 2006) que, todavia, não ocorreram no nosso estudo. Nestes dois estudos (M. Cardinale & J. Lim, 2003; Silva et al., 2006) foi utilizado um tempo de exposição de 5' e 6', respetivamente. Considerando que no nosso estudo a amostra era constituída por atletas, e não por indivíduos fisicamente ativos como nos estudos anteriores, é possível que, na nossa amostra, um tempo de exposição superior se tenha mostrado necessário para se traduzir em resultados mais significativos. Foi também o que ocorreu no estudo de Kurt et al (2015) que, ao avaliarem atletas de desportos de combate, não identificaram alterações na ASJ após 4' de exposição à vibração com uma plataforma vibratória. Deste modo, um tempo de exposição curto pode não ter influências nos parâmetros associados ao SJ bilateral, ao contrário de sujeitos não atletas, em que um estímulo, por mais breve que seja, poderá ter um maior impacto. No entanto, é possível que em algumas modalidades desportivas como o caso da ginástica, em que o esforço competitivo é de muito curta duração, se possam encontrar melhorias na altura do SJ com tempo de exposição muito curto de 2' (Dallas et al., 2014) e 1'15" (Despina et al., 2014). Estas melhorias podem estar associadas à modalidade a que pertence a amostra, sendo que um estímulo curto pode ajudar na modalidade de ginástica tão distinta da corrida e do futebol e com exigências muito breves a nível de duração. Assim, apesar de ainda não haver grande evidência relativa ao tempo de exposição à vibração, parece ser um fator que pode influenciar os potenciais efeitos agudos.

Ao contrário do SJ bipodal, que permite avaliar quantitativamente a capacidade funcional do atleta, os testes unipodais, como o teste de SJ unilateral, permite avaliar a estabilidade funcional, englobando a força e a estabilidade, da respetiva perna (Risberg & Ekeland, 1994). Assim, relativamente ao teste SJ unilateral, não conseguimos afirmar que o treino com vibração mostrou-se mais benéfico comparativamente com o treino sem vibração, contudo as médias das alturas com o MD mostraram diferir

significativamente entre sessões. Apesar desta diferença considerável a nível estatístico (p = 0,022), o teste de múltiplas comparações não encontrou diferenças, possivelmente pela diferença encontrada nas médias ser muito pequena. A média da ASJ com o MD mostrou-se superior na sessão mais longa com vibração (D), com 18,45 ± 4,92cm, vindo logo de seguida a média registada na sessão mais curta com vibração (B), com 18,07 ± 4,44cm. Nas outras sessões (sem vibração), as médias foram todas abaixo de 18cm, indicando que a vibração pode realmente ter um impacto a nível unilateral no SJ com o MD, apesar de muito pequeno. Já as médias das alturas do SJ com o MND não diferiram significativamente (p = 0,089), contudo, a melhor média foi registada na sessão mais curta com vibração (B), com 17,91 ± 4,40cm, comparativamente com 17,40 ± 4,42cm registada com o mesmo protocolo mas sem vibração (C), mostrando um possível impacto positivo da vibração na altura de salto de SJ unilateral com o MND. Deste modo, no salto unilateral, não podemos chegar a conclusões relativamente ao tempo de exposição à vibração, sendo que no MD, o melhor resultado foi obtido com um maior tempo de exposição à vibração (D) e que no MND, o melhor resultado foi obtido com um menor tempo de exposição à vibração (B).

6.3. Countermovement Jump

O CMJ é um teste prioritário para avaliar a força explosiva dos MI por permitir um elevado estado de ativação do ciclo alongamento-encurtamento (Bosco, 1999). O potencial elástico do sistema músculo-tendinoso é muito recrutado, ao contrário do que sucede com o SJ (em que apenas é necessário trabalho concêntrico dos MI), permitindo avaliar o aproveitamento da energia elástica armazenada durante a fase excêntrica do salto (Bridgeman et al., 2018).

Observando os resultados da ACMJ, o treino com vibração mostrou-se mais benéfico comparativamente com o treino sem vibração, mas, tal como no SJ, apenas se a exposição à vibração for mais elevada (Figura III). Assim, a sessão mais longa com vibração (D) mostrou resultados superiores

estatisticamente significativos na ACMJ (35,37 ± 8,17cm), comparativamente com a mesma sessão, mas sem vibração, a sessão E (34,00 ± 7,13cm). Da mesma forma que o SJ, o protocolo de treino mais curto com vibração (B) não mostrou diferenças quando comparamos com o protocolo de treino mais longo de com vibração (D), nem com as restantes sessões sem vibração (A,C e E).

Mais um vez, dos estudos que conhecemos em que foi realizada a avaliação dos efeitos agudos da vibração no CMJ, nenhum realizou uma exposição tão longa quanto a nossa, sendo a maior exposição à vibração utilizada de apenas 10' (Annino et al., 2017; Bosco et al., 2000; Fachina et al., 2013; Feland et al., 2021), quase o mesmo tempo que o nosso protocolo mais curto (9'). Ao contrário dos nossos resultados, estes diferem quando falamos de um tempo de exposição de 10', sendo que houve melhorias (Annino et al., 2017; Bosco et al., 2000), diminuições (Fachina et al., 2013) e não alterações (Feland et al., 2021) na ACMJ, provavelmente devido à frequência utilizada e à amostra pertencente, parecendo estar associadas as melhorias a uma amostra de não atletas (homens e jovens adultos) e a uma frequência baixa (< 40Hz), as diminuições a uma amostra de atletas (corrida de velocidade) e a uma frequência alta (> 40Hz) e as não alterações a uma amostra de jovens alunos (rapazes e raparigas) e a uma frequência muito baixa (26Hz).

Quando selecionamos um tempo de exposição à vibração mais baixo, as respostas à vibração parecem diferir conforme a amostra. Ao contrário dos nossos resultados, numa amostra de atletas, um tempo de exposição de 3', não mostrou efeitos na ACMJ (Bullock et al., 2008), assim como um tempo de exposição de 4' (Kurt & Pekünlü, 2015), parecendo não ser uma exposição realmente suficiente para mostrar efeitos em atletas. Já em sujeitos fisicamente ativos, não atletas, 4', 5' e 6' de exposição mostrou melhorias na ACMJ (M. Cardinale & J. Lim, 2003; Silva et al., 2006; Torvinen, Kannu, et al., 2002) com frequências baixas, inferiores a 40Hz.

Na grande percentagem de estudos que conhecemos, foi utilizado um tempo de exposição à vibração muito baixo, de 30'' a 2' (Armstrong et al., 2010; Cormie et al., 2006; Dabbs et al., 2011; Despina et al., 2014; Gerakaki et al., 2013; Munshi et al., 2022; Pojskic et al., 2015; Turner et al., 2011). Grande

parte dos estudos que que encontraram melhorias na ACMJ optaram pela mesma frequência utilizada no nosso estudo, de 30Hz (Cormie et al., 2006; Dabbs et al., 2011; Despina et al., 2014; Munshi et al., 2022), e apenas um optou por 40Hz (Turner et al., 2011).

Mais uma vez, a questão da amostra parece ser relevante. Similarmente ao que foi referido nos resultados do SJ, quando olhamos para uma amostra de atletas, um tempo de exposição tão curto pode não ter influências nos parâmetros associados ao CMJ bilateral, ou até mesmo registar diminuições (Gerakaki et al., 2013), ao contrário de sujeitos não atletas, que foi foi o caso no estudo de Turner et al (2011) em que um estímulo, muito breve, teve um impacto positivo. Dos estudos que não encontraram diferenças na ACMJ, para além da opção recair em tempos curtos de exposição, contrariamente ao nosso estudo, a tipologia da amostra pode estar associada a estes resultados, tendo sido utilizada uma amostra muito heterogénea constituída desde sujeitos ativos até atletas (Armstrong et al., 2010) e uma amostra de crianças (Dallas et al., 2014).

Relativamente ao CMJ unilateral, conseguimos afirmar que o treino com vibração mostrou-se mais benéfico comparativamente com o treino sem vibração, mas apenas com o MND ($p < 0,001$). A sessão mais longa sem vibração (E), mostrou resultados inferiores estatisticamente significativos na ACMJ com o MND (15,95 ± 4,81cm), comparativamente com a sessão de controlo (A) (16,78 ± 4,99cm), com a sessão mais curta com vibração (B) (17,37 ± 5,37cm) e com a sessão D (16,76 ± 5,17cm), a sessão mais longa com vibração (Figura III). Assim, na sessão mais longa com vibração (D), foi registada uma altura significativamente maior (16,76 ± 5,17cm) quando comparada com a mesma sessão sem vibração, a sessão E (15,95 ± 4,81cm). Apesar disto, a melhor altura registada foi na sessão mais curta com vibração (B), com 17,37 ± 5,37cm.

Ainda que não haja diferenças estatísticas significativas entre médias na ACMJ com o MD, tal como no MND, a melhor média de altura foi registada na sessão mais curta com vibração (B) (17,67 ± 5,07cm). Deste modo, não podemos chegar a conclusões relativamente ao tempo de exposição à

vibração, no salto unilateral, contudo, a vibração parece ter influência, sendo que em ambos os membros, os melhores resultados foram obtidos com exposição vibratória. Similarmente aos nossos resultados, Despina et al (2014) também encontraram melhorias no CMJ unilateral, em ambos os membros, com melhorias de 18,06% com a perna direita e de 11,37% com a perna esquerda. Porém, contrariamente ao nosso estudo, não identificaram qual é o MD e o MND, tornado a interpretação e comparação com o nosso resultado difícil.

6.4. Valgo Dinâmico do Joelho

A capacidade da articulação do joelho para manter a estabilidade em resposta às rápidas variações de carga verificadas durante uma atividade desportiva é designada por estabilidade dinâmica do joelho (Williams et al., 2001). Esta incapacidade de estabilização pode resultar num fraco controlo do movimento do joelho no plano frontal, podendo-se traduzir-se por um valgo acentuado, relacionado com um aumento da pressão de contacto entre as superfícies articulares da patela e da tróclea femoral (Nienke et al., 2013). Assim, perceber como os saltos verticais são realizados, nomeadamente na estabilização do joelho durante os mesmos tem bastante relevância, particularmente quando os atletas colocam o joelho para dentro.

Observando os resultados dos picos dos FPPA obtidos nos saltos verticais unilaterais, o treino com vibração mostrou-se significativamente mais benéfico quando comparado com o treino sem vibração, a atenuar ângulos excessivos (Figura III).

Atentamos primeiro nos resultados obtidos no SJ. No MD (SJ˚D), a sessão mais curta com vibração (B), mostrou um menor valgo do joelho (-1,1 ± 7,9˚) estatisticamente significativo, e assim, uma maior estabilidade dinâmica do joelho, comparativamente com a sessão de controlo (A) (-6,9 ± 12,73˚). O mesmo aconteceu com o MND (SJ˚ND) em que a sessão de controlo (A), mostrou um maior valgo do joelho no MND (-7,5 ± 7,45˚) estatisticamente significativo, e assim, uma menor estabilidade dinâmica do joelho,

comparativamente com, não só com a sessão mais curta com vibração (B) (0,4 ± 7,70˚), como também com a sessão mais longa com vibração (D) (-0,7 ± 6,48º). Na realidade, no MND, a média dos ângulos obtidos na sessão mais curta com vibração (B) foi positiva (0,4 ± 7,70˚), não resultando num momento valgo, mas sim num ligeiro varo, comparativamente com a média obtida na sessão mais longa com vibração (D) que foi negativa, resultando num momento valgo (-0,7 ± 6,48º), apesar de muito pouco relevante. Deste modo, os nossos resultados sugerem que a vibração pode ter um grande impacto positivo na atenuação do valgo dinâmico do joelho no momento da receção de um SJ unilateral, em ambos os tempos de exposição, sendo que não houve grandes diferenças nas médias dos ângulos em ambas as sessões com vibração, quer no MD como no MND.

Agora atentemos nos resultados obtidos no CMJ que foram muito semelhantes com os obtidos no SJ, com a vibração a demonstrar novamente efeitos positivos. No MD (CMJ˚D), a sessão de controlo (A), mostrou mais uma vez, um maior valgo do joelho no (-10,3 ± 7,24˚) estatisticamente significativo, e assim, uma menor estabilidade dinâmica do joelho, comparativamente com a sessão mais curta com vibração (B) (-3,4 ± 6,01˚) e com a sessão mais longa com vibração (D) (-4,1 ± 6,79˚). Da mesma forma, a sessão mais curta sem vibração (C) e a sessão mais longa sem vibração (E), resultaram num maior valgo do joelho (-11,1 ± 7,62˚ e -10,24 ± 5,28˚, respetivamente) estatisticamente significativo, e assim, uma menor estabilidade dinâmica do joelho, comparativamente com as mesmas sessões com vibração, B e D (-3,4 ± 6,01˚ e -4,1 ± 6,79˚, respetivamente). Assim, apesar dos resultados parecerem mais positivos nas sessões mais curtas com vibração (-3,4 ± 6,01˚) com o MD, no MND, os resultados foram mais positivos nas sessões mais longas com vibração (-3,0 ± 6,53˚). Apesar disso, no MND (CMJ˚ND), os resultados foram similares, com a de sessão de controlo (A) a resultar novamente num maior valgo do joelho (-10,8 ± 8,31˚) estatisticamente significativo, e assim, uma menor estabilidade dinâmica do mesmo, comparativamente com a sessão B, a sessão mais curta com vibração (-3,6 ± 8,48˚) e com a sessão D, a sessão mais longa com vibração (-3,0 ± 6,53˚). Da mesma forma, a sessão mais curta

sem vibração (C), mostrou um maior valgo do joelho (-9,9 ± 6,68˚) estatisticamente significativo, e assim, uma menor estabilidade dinâmica do mesmo, comparativamente com a mesma sessão, mas com vibração, a sessão B (-3,6 ± 8,48 ˚) e com a sessão D, a sessão mais longa com vibração (-3,0 ± 6,53˚).

Deste modo, os nossos resultados sugerem que a vibração pode ter um impacto muito positivo na atenuação dos ângulos de valgo no pico do ângulo da receção de um CMJ unilateral, contudo, tal como observado nos resultados do SJ, este impacto é independente do tempo de exposição à vibração.

Não conhecemos nenhum estudo que tenha analisado a estabilidade dinâmica do joelho, definindo o ângulo anca-joelho-tornozelo para perceber se a vibração poderá ter algum impacto no pico do ângulo do joelho na receção dos saltos verticais unilaterais. Apesar disso, encontramos alguns estudos neste tópico (Ebben et al., 2010; Melnyk et al., 2008a). Porém, os resultados são escassos e incoerentes, sendo que uma exposição vibratória muito inferior à utilizada no nosso estudo, de 2', já demonstrou não alterar ou até mesmo prejudicar a estabilidade dinâmica e o equilíbrio (tempo para estabilizar no CMJ) em jogadoras de elite de basquetebol (Ebben et al., 2010) e, contrariamente, já realçou efeitos positivos na estabilidade articular do joelho numa posição estática durante, pelo menos, 8' (associados a uma diminuição da translação anterior da tíbia), em sujeitos saudáveis (Melnyk et al., 2008b). As não alterações e os efeitos negativos no estudo de Ebben et al (2010) podem estar associados ao facto de ter sido incluído no protocolo uma frequência vibratória excessiva, de 50Hz, ou por ter sido utilizada, tal como no nosso estudo, uma amostra de atletas, podendo um estímulo vibratório muito curto, de 2', incapaz de revelar efeitos. Já quando falamos de uma amostra de sujeitos saudáveis, tal como aconteceu no estudo de Melnyk et al (2008a), um estímulo de 2', já pode ser suficiente para revelar melhorias na estabilidade do joelho.

Deste modo, apesar do tempo de exposição, no nosso estudo, não interferir significativamente nos resultados, poderá ter acontecido por ambos os tempos de exposição serem relativamente altos, comparativamente com os

estudos já existentes (que utilizaram uma exposição vibratória de 2'), sendo o tempo de exposição "curto" utilizado no nosso estudo, de 9'. Parece que o tempo de exposição é relevante (não no nosso estudo, sendo a exposição elevada em ambas as sessões com vibração), mas quando comparamos os nossos resultados com aqueles que são obtidos com exposições muito pequenas.

Todavia, a vibração mostrou atenuar significativamente o valgo do joelho dinâmico do joelho, provando ter potencial na estabilidade do mesmo e na prevenção de possíveis lesões, sendo que os défices neuromusculares, incluindo o controlo insuficiente do joelho no plano frontal (FPPA), são fatores intrínsecos modificáveis que podem estar associados a um risco elevado de lesões nos MI (Read et al., 2016). Deste modo, entre atletas (não lesionados no passado), os que apresentam ângulos significativos de queda do joelho no plano frontal durante o teste de agachamento unilateral têm uma probabilidade 2,7 vezes maior de sofrer lesões agudas nas extremidades inferiores e, de forma notável, estes ângulos pronunciados estão particularmente associados a lesões agudas do tornozelo (Anu et al., 2018). Da mesma forma, quando se tenta identificar os fatores associados a lesões relacionadas com a corrida, os corredores lesionados apresentam uma maior deslocação frontal do joelho, comparativamente aos corredores não lesionados, sendo sugerido que um maior movimento do plano frontal do joelho durante a passada seja a consequência de uma falta de controlo do joelho, potencialmente causando um indesejável aumento da pressão no joelho medial e lateral (Dillon et al., 2023).

Assim, sabendo que os elevados ângulos de valgo do joelho têm demonstrado estar associados a uma diminuição da força muscular da anca (Lawrence et al., 2008), há que dar particular importância quando se observa esta tendência, de modo a prevenir futuras lesões, reforçando os músculos ao redor da anca. Para além disso, o treino pliométrico dos MI, o equilíbrio, a força, os alongamentos, a consciência corporal e a tomada de decisões, bem como o controlo core e do tronco parecem ser igualmente componentes de treino bem sucedidos para reduzir, em jogadores de futebol, os fatores de risco de lesões do LCA sem contacto (diminuindo as forças de aterragem e os

momentos de varo/valgo excessivos e contribuindo para uma ativação muscular mais eficaz) e prevenir as mesmas (Alentorn-Geli et al., 2009).

Posto isto, e percebendo que a VCI leva a um aumento na produção de força, sendo esse aumento atribuído a uma coordenação neuromuscular mais eficiente e baseado no aumento da atividade de sincronização das UM (Bosco et al., 2000; Issurin et al., 1994), os resultados positivos obtidos com vibração podem ter como base esta questão. Uma exposição vibratória, entre os 9' e os 18', ao aumentar o recrutamento de UM, pode provocar uma coordenação mais eficaz a nível neuromuscular, conservando o alinhamento do joelho com os restantes pontos anatómicos e, consequentemente, traduzindo-se num maior controlo e numa estabilidade dinâmica mais eficiente. Como resultado, o treino realizado em cima de uma plataforma vibratória poderá ajudar a reduzir possíveis fatores de risco de lesões, mais particularmente lesões do LCA e do tornozelo e contribuir na prevenção das mesmas.

6.5. Quíntuplo Unilateral

Existem algumas diferenças a considerar quando falamos de saltos horizontais e saltos verticais. Em contraste com os saltos realizados no plano vertical, nos saltos horizontais, é a cinética da parte inferior da articulação do joelho que controla a direção do salto (Fukashiro et al., 2005) e é a articulação da anca a principal origem de energia (Robertson & Fleming, 1987). Aliás, durante a realização de um *sprint* no plano horizontal, o pico do torque da extensão da anca e a potência aumentam à medida que a velocidade de corrida também aumenta (Belli et al., 2002).

Assim, apesar de não termos avaliado os níveis da velocidade, ao conhecer que os saltos horizontais estão associados positivamente ao desempenho de velocidade (Holm et al., 2008), é relevante perceber se existe influência da vibração nesta variável do desempenho. Dito isto, o treino com vibração mostrou-se mais benéfico comparativamente com o treino sem vibração, mas apenas com o MD ($p = 0,001$). A sessão mais longa com vibração (D), mostrou resultados superiores estatisticamente significativos

(10,33 ± 1,86m), comparativamente com as sessão mais longa sem vibração (E) e com a sessão C, a sessão mais curta sem vibração (10,00 ± 1,70m e 10,03 ± 1,79m, respetivamente) (Figura III). Apesar de não haver diferenças significativas entre as médias com o MND, a média mais alta registou-se igualmente na sessão D, a sessão mais longa com vibração (10,15 ± 1,94m). Assim, um tempo de exposição à vibração de 18', mostrou um impacto positivo no quíntuplo num apoio e, devido às transferências envolvidas com a tarefa de velocidade (Chaouachi et al., 2009), é expectável que possa ter um impacto positivo no desempenho da mesma.

Apenas conhecemos dois estudos (Babak et al., 2010; Cochrane & Booker, 2014) que realizaram a avaliação dos efeitos agudos da vibração nos saltos horizontais e nenhum deles, realizou um protocolo com um tempo de exposição tão longo quanto o nosso. Quando utilizado um tempo de exposição à vibração de 8' em estudantes saudáveis, contrariamente aos nossos resultados, não parece haver alterações na distância de salto (Babak et al., 2010). Já quando utilizado um protocolo cruzado (semelhante ao nosso), com um tempo de exposição um pouco menor, de 6', e em que amostra, tal como a nossa, é constituída por atletas, os resultados parecem coincidir com os nossos, havendo o registo de melhorias significativas em 3% na distância de salto comparativamente ao mesmo protocolo, sem vibração (Cochrane & Booker, 2014). Contudo, notemos que em ambos os estudos referidos anteriormente, a avaliação dos saltos horizontais foi realizada com testes de duplo apoio dos MI, diferindo do nosso estudo, em que foi utilizado um teste de 5 saltos unipodais para cada membro (QU), tranferindo a avaliação para as exigências de grande parte das modalidades, incluindo corrida.

Conclusões

7. Conclusões

Com base nos resultados obtidos e na sua análise e discussão, podemos considerar as seguintes conclusões:

- Um programa de exercícios em plataforma vibratória pode melhorar os níveis de impulsão vertical bilateral em atletas, em particular em tempos de exposição à vibração mais longos;
- Ainda no domínio da força explosiva, quando avaliamos a capacidade de deslocamento do peso do corpo através dos saltos horizontais (quíntuplo), o treino em plataforma vibratória pode promover melhorias, em particular após os tempos de exposição mais longos;
- O treino em plataforma vibratória mostrou-se eficaz na melhoria do valgo dinâmico do joelho independente do tempo de exposição à vibração, sugerindo um potencial impacto relevante na diminuição da probabilidade de lesões;
- A utilização de plataformas vibratórias pode contribuir para um maior desempenho muscular para uma sessão de treino e até numa ativação muscular prévia a uma competição.

Por fim, no nosso estudo, procuramos identificar uma distinção entre maior e menor tempo de exposição à vibração, controlando outras variáveis, nomeadamente, a frequência da vibração. Considerando que, a amostra é constituída por atletas, poderá fazer sentido, explorar para tempos de vibração mais altos, diferentes regimes de frequência, de modo a podermos perceber se frequências um pouco mais altas poderão provocar efeitos mais significativos na exposição à vibração. Para além disso, seria pertinente realizar um estudo semelhante mas longitudinal, para compreender os possíveis efeitos a longo prazo que a vibração poderá revelar nas variáveis do desempenho da força explosiva dos MI e da estabilidade dinâmica do joelho em atletas.

Bibliografia

8. Bibliografia

Abercromby, A. F., Amonette, W. E., Layne, C. S., McFarlin, B. K., Hinman, M. R., & Paloski, W. H. (2007). Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. *Med Sci Sports Exerc*, *39*(10), 1794-1800. https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3181238a0f

Al Masud, A., Shen, C.-L., & Chyu, M.-C. (2022). On the Optimal Whole-Body Vibration Protocol for Muscle Strength. *Biomechanics*, *2*(4), 547-561. https://www.mdpi.com/2673-7078/2/4/43

Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: a review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, *17*(8), 859-879. https://doi.org/10.1007/s00167-009-0823-z

Annino, G., Iellamo, F., Palazzo, F., Fusco, A., Lombardo, M., Campoli, F., & Padua, E. (2017). Acute changes in neuromuscular activity in vertical jump and flexibility after exposure to whole body vibration. *Medicine (Baltimore)*, *96*(33), e7629. https://doi.org/10.1097/md.0000000000007629

Anu, M. R., Kati, P., Tron, K., Tommi, V., Pekka, K., Ari, H., Urho, M. K., Janne, A., Jarmo, P., & Jari, P. (2018). Association between frontal plane knee control and lower extremity injuries: a prospective study on young team sport athletes. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, *4*(1), e000311. https://doi.org/10.1136/bmjsem-2017-000311

Armstrong, W. J., Grinnell, D. C., & Warren, G. S. (2010). The acute effect of whole-body vibration on the vertical jump height. *J Strength Cond Res*, *24*(10), 2835-2839. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e271cc

Arora, N. K., Sharma, S., Saifi, S., Sharma, S., & Arora, I. K. (2021). Effects of combined whole body vibration and resistance training on lower quadrants electromyographic activity, muscle strength and power in athletes. *Foot (Edinb)*, *49*, 101844. https://doi.org/10.1016/j.foot.2021.101844

Babak, D., Sajad, A., & Shirin Zilaei, B. (2010). Effect of whole body vibrations on performance indexes of aerobic power and flexibility in non-athlete men. *British Journal of Sports Medicine*, *44*(Suppl 1), i10. https://doi.org/10.1136/bjsm.2010.078725.28

Barnes, K. R., & Kilding, A. E. (2015). Running economy: measurement, norms, and determining factors. *Sports Med Open*, *1*(1), 8. https://doi.org/10.1186/s40798-015-0007-y

Bastian J, T. C., Franz W. (2004). Vibrationstraining nach vorderer Kreuzbandplastik.

Bates, N. A., Nesbitt, R. J., Shearn, J. T., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2017). Knee Abduction Affects Greater Magnitude of Change in ACL and MCL Strains Than Matched Internal Tibial Rotation In Vitro. *Clin Orthop Relat Res*, *475*(10), 2385-2396. https://doi.org/10.1007/s11999-017-5367-9

Belli, A., Kyröläinen, H., & Komi, P. V. (2002). Moment and power of lower limb joints in running. *Int J Sports Med*, *23*(2), 136-141. https://doi.org/10.1055/s-2002-20136

Bhattacharyya, K. B. (2017). The stretch reflex and the contributions of C David Marsden. *Ann Indian Acad Neurol*, *20*(1), 1-4. https://doi.org/10.4103/0972-2327.199906

Bosco, C. (1999). *Strenght Assessment with the Bosco's Test*. Italian Society of Sport Science.

Bosco, C., Cardinale, M., & Tsarpela, O. (1998). The influence on whole body vibration on jumping performance. *Biology of Sport*, *15*, 157-164.

Bosco, C., Iacovelli, M., Tsarpela, O., Cardinale, M., Bonifazi, M., Tihanyi, J., Viru, M., De Lorenzo, A., & Viru, A. (2000). Hormonal responses to whole-body vibration in men. *Eur J Appl Physiol*, *81*(6), 449-454. https://doi.org/10.1007/s004210050067

Bovenzi, M. (2005). Health effects of mechanical vibration. *Giornale italiano di medicina del lavoro ed ergonomia*, *27*, 58-64.

Bridgeman, L. A., McGuigan, M. R., Gill, N. D., & Dulson, D. K. (2018). Relationships Between Concentric and Eccentric Strength and Countermovement Jump Performance in Resistance Trained Men. *J Strength Cond Res*, *32*(1), 255-260. https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000001539

Broadbent, S., Rousseau, J., Thorp, R., Choate, S., Jackson, F., & Rowlands, D. (2008). Vibration therapy reduces plasma IL6 and muscle soreness after downhill running. *British Journal of Sports Medicine*, *44*, 888-894. https://doi.org/10.1136/bjsm.2008.052100

Bullock, N., Martin, D., Ross, A., Rosemond, C., Jordan, M., & Marino, F. (2008). Acute Effect of Whole-Body Vibration on Sprint and Jumping Performance in Elite Skeleton Athletes. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, *22*, 1371-1374. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816a44b5

Burke, D., Hagbarth, K. E., Löfstedt, L., & Wallin, B. G. (1976). The responses of human muscle spindle endings to vibration during isometric

contraction. *J Physiol*, *261*(3), 695-711. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1976.sp011581

Cardinale, M., & Bosco, C. (2003). The use of vibration as an exercise intervention. *Exerc Sport Sci Rev*, *31*(1), 3-7. https://doi.org/10.1097/00003677-200301000-00002

Cardinale, M., & Lim, J. (2003). The acute effects of two different whole body vibration frequencies on vertical jump performance. *Medicina dello Sport*, *56*.

Cardinale, M., & Lim, J. (2003). Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *J Strength Cond Res*, *17*(3), 621-624. https://doi.org/10.1519/1533-4287(2003)017<0621:eaovlm>2.0.co;2

Chaouachi, A., Brughelli, M., Levin, G., Boudhina, N. B. B., Cronin, J., & Chamari, K. (2009). Anthropometric, physiological and performance characteristics of elite team-handball players. *Journal of Sports Sciences*, *27*(2), 151-157. https://doi.org/10.1080/02640410802448731

Chung, P., Liu, C., Wang, H., Liu, Y., Chuang, L., & Shiang, T. Y. (2017). Various performance-enhancing effects from the same intensity of whole-body vibration training. *J Sport Health Sci*, *6*(3), 333-339. https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.06.001

Cloak, R., Nevill, A., Clarke, F., Day, S., & Wyon, M. (2010). Vibration Training Improves Balance in Unstable Ankles. *International journal of sports medicine*, *31*, 894-900. https://doi.org/10.1055/s-0030-1265151

Cochrane, D. J., & Booker, H. (2014). Does acute vibration exercise enhance horizontal jump performance? *J Sports Sci Med*, *13*(2), 315-320.

Cochrane, D. J., & Stannard, S. R. (2005). Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female field hockey players. *Br J Sports Med*, *39*(11), 860-865. https://doi.org/10.1136/bjsm.2005.019950

Colson, S. S., Pensini, M., Espinosa, J., Garrandes, F., & Legros, P. (2010). Whole-body vibration training effects on the physical performance of basketball players. *J Strength Cond Res*, *24*(4), 999-1006. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c7bf10

Cormie, P., Deane, R. S., Triplett, N. T., & McBride, J. M. (2006). Acute effects of whole-body vibration on muscle activity, strength, and power. *J Strength Cond Res*, *20*(2), 257-261. https://doi.org/10.1519/r-17835.1

Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing maximal neuromuscular power: part 2 - training considerations for improving maximal power production. *Sports Med*, *41*(2), 125-146. https://doi.org/10.2165/11538500-000000000-00000

Dabbs, N. C., Muñoz, C. X., Tran, T. T., Brown, L. E., & Bottaro, M. (2011). Effect of different rest intervals after whole-body vibration on vertical jump performance. *J Strength Cond Res*, *25*(3), 662-667. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318207eafc

Dallas, G., Kirialanis, P., & Mellos, V. (2014). The acute effect of whole body vibration training on flexibility and explosive strength of young gymnasts. *Biol Sport*, *31*(3), 233-237. https://doi.org/10.5604/20831862.1111852

DeLang, M. D., Rouissi, M., Bragazzi, N. L., Chamari, K., & Salamh, P. A. (2019). Soccer Footedness and Between-Limbs Muscle Strength: Systematic Review and Meta-Analysis. *International journal of sports physiology and performance*, *14*(5), 551-562. https://doi.org/10.1123/ijspp.2018-0336

Despina, T., George, D., George, T., Sotiris, P., Alessandra, D. C., George, K., Maria, R., & Stavros, K. (2014). Short-term effect of whole-body vibration training on balance, flexibility and lower limb explosive strength in elite rhythmic gymnasts. *Human Movement Science*, *33*, 149-158. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.07.023

Dillon, S., Burke, A., Whyte, E. F., O'Connor, S., Gore, S., & Moran, K. A. (2023). Running towards injury? A prospective investigation of factors associated with running injuries. *PLoS One*, *18*(8), e0288814. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0288814

Duc, S., Rønnestad, B. R., & Bertucci, W. (2020). Adding Whole-Body Vibration to Preconditioning Squat Exercise Increases Cycling Sprint Performance. *J Strength Cond Res*, *34*(5), 1354-1361. https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000002236

Ebben, W., Petushek, E., & Nelp, A. (2010). THE EFFECT OF WHOLE BODY VIBRATION ON THE DYNAMIC STABILITY OF WOMEN BASKETBALL PLAYERS. *ISBS - Conference Proceedings Archive*. https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/4515

Eklund, G., & Hagbarth, K. E. (1966). Normal variability of tonic vibration reflexes in man. *Exp Neurol*, *16*(1), 80-92. https://doi.org/10.1016/0014-4886(66)90088-4

Eltoukhy, M., Asfour, S., Thompson, C., & Latta, L. (2012). Evaluation of the Performance of Digital Video Analysis of Human Motion: Dartfish Tracking System. *International Journal of Scientific and Engineering Research*, *3*.

Engeroff, T., Kalo, K., Merrifield, R., Groneberg, D., & Wilke, J. (2023). Progressive daily hopping exercise improves running economy in amateur runners: a randomized and controlled trial. *Sci Rep*, *13*(1), 4167. https://doi.org/10.1038/s41598-023-30798-3

Fachina, R., da Silva, A., Falcão, W., Montagner, P., Borin, J., Minozzo, F., Falcão, D., Vancini, R., Poston, B., & de Lira, C. (2013). The influence of whole-body vibration on creatine kinase activity and jumping performance in young basketball players. *Res Q Exerc Sport*, *84*(4), 503-511. https://doi.org/10.1080/02701367.2013.843399

Feland, J. B., Stevenson, D. L., Hunter, I., Hopkins, J. T., & Cochrane, D. J. (2021). Acute effect of whole-body vibration on electromechanical delay and vertical jump performance. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, *21*(3), 373-378.

Fitts, R. H., Riley, D. R., & Widrick, J. J. (2001). Functional and structural adaptations of skeletal muscle to microgravity. *J Exp Biol*, *204*(Pt 18), 3201-3208. https://doi.org/10.1242/jeb.204.18.3201

Fletcher, J. R., & MacIntosh, B. R. (2017). Running Economy from a Muscle Energetics Perspective. *Front Physiol*, *8*, 433. https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00433

Fukashiro, S., Besier, T. F., Barrett, R., Cochrane, J., Nagano, A., & Lloyd, D. G. (2005). Direction Control in Standing Horizontal and Vertical Jumps. *International Journal of Sport and Health Science*, *3*(Special_Issue_2005), 272-279. https://doi.org/10.5432/ijshs.3.272

Geiser, C. F., O'Connor, K. M., & Earl, J. E. (2010). Effects of isolated hip abductor fatigue on frontal plane knee mechanics. *Med Sci Sports Exerc*, *42*(3), 535-545. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181b7b227

Gerakaki, M., Evangelidis, P., Tziortzis, S., & Paradisis, G. (2013). Acute effects of dynamic whole body vibration in well trained track & field sprinters. *Journal of Physical Education and Sport*, *13*, 270-277. https://doi.org/10.7752/jpes.2013.03045

Giorgos, P., & Elias, Z. (2007). Effects of Whole-body Vibration Training on Sprint Running Kinematics and Explosive Strength Performance. *J Sports Sci Med*, *6*(1), 44-49.

Griffin, M. (1990). Vibration and human responses. In *Handbook of Human Vibration Elseveier* (Vol. Chapter 1, pp. 953). Academic Press.

Hagbarth, K. E., & Eklund, G. (1966). Tonic vibration reflexes (TVR) in spasticity. *Brain Res*, *2*(2), 201-203. https://doi.org/10.1016/0006-8993(66)90029-1

Hamilton, R. T., Shultz, S. J., Schmitz, R. J., & Perrin, D. H. (2008). Triple-hop distance as a valid predictor of lower limb strength and power. *J Athl Train*, *43*(2), 144-151. https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.2.144

Holden, S., Boreham, C., Doherty, C., Wang, D., & Delahunt, E. (2015). Clinical assessment of countermovement jump landing kinematics in early adolescence: Sex differences and normative values. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *30*(5), 469-474. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.03.008

Holm, D. J., Stålbom, M., Keogh, J. W., & Cronin, J. (2008). Relationship between the kinetics and kinematics of a unilateral horizontal drop jump to sprint performance. *J Strength Cond Res*, *22*(5), 1589-1596. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318181a297

Issurin, V. B., Liebermann, D. G., & Tenenbaum, G. (1994). Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *J Sports Sci*, *12*(6), 561-566. https://doi.org/10.1080/02640419408732206

Issurin, V. B., & Tenenbaum, G. (1999). Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *J Sports Sci*, *17*(3), 177-182. https://doi.org/10.1080/026404199366073

Jacobson, B. H., Monaghan, T. P., Sellers, J. H., Conchola, E. C., Pope, Z. K., & Glass, R. G. (2017). Acute Effect of Biomechanical Muscle Stimulation on the Counter-Movement Vertical Jump Power and Velocity in Division I Football Players. *J Strength Cond Res*, *31*(5), 1259-1264. https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000001136

Kurt, C., & Pekünlü, E. (2015). Acute effect of whole body vibration on isometric strength, squat jump, and flexibility in well-trained combat athletes. *Biol Sport*, *32*(2), 115-122. https://doi.org/10.5604/20831862.1134558

Lamont, H. S., Cramer, J. T., Bemben, D. A., Shehab, R. L., Anderson, M. A., & Bemben, M. G. (2011). Effects of a 6-week periodized squat training with or without whole-body vibration upon short-term adaptations in squat strength and body composition. *J Strength Cond Res*, *25*(7), 1839-1848. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e7ffad

Lawrence, R. K., 3rd, Kernozek, T. W., Miller, E. J., Torry, M. R., & Reuteman, P. (2008). Influences of hip external rotation strength on knee mechanics during single-leg drop landings in females. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *23*(6), 806-813. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.02.009

Lin, J., Shen, J., Zhang, J., Zhou, A., & Guo, W. (2023). Correlations between horizontal jump and sprint acceleration and maximal speed performance: a systematic review and meta-analysis. *PeerJ*, *11*, e14650. https://doi.org/10.7717/peerj.14650

Lockie, R., Schultz, A., Callaghan, S., & Jeffriess, M. (2013). The effects of isokinetic knee extensor and flexor strength on dynamic stability as measured by functional reaching. *Isokinetics and exercise science*, *21*, 301-309. https://doi.org/10.3233/IES-130501

Lockie, R. G., Dawes, J. J., & Callaghan, S. J. (2020). Lower-body power, linear speed, and change-of-direction speed in Division I collegiate women's volleyball players. *Biol Sport*, *37*(4), 423-428. https://doi.org/10.5114/biolsport.2020.96944

Lockie, R. G., Newcastle, U. o., Jeffriess, M. D., Schultz, A. B., & Callaghan, S. J. (2012). Relationship between absolute and relative power with linear and change-of-direction speed in junior American football players from Australia. In: Australian Strength and Conditioning Association.

Lovell, R., Midgley, A., Barrett, S., Carter, D., & Small, K. (2011). Effects of different half-time strategies on second half soccer-specific speed, power and dynamic strength. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, *23*. https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01353.x

Lu, Z., Nazari, G., MacDermid, J. C., Modarresi, S., & Killip, S. (2020). Measurement Properties of a 2-Dimensional Movement Analysis System: A Systematic Review and Meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil*, *101*(9), 1603-1627. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2020.02.011

Marín, P. J., & Rhea, M. R. (2010). Effects of vibration training on muscle power: a meta-analysis. *J Strength Cond Res*, *24*(3), 871-878. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c7c6f0

Maykut, J. N., Taylor-Haas, J. A., Paterno, M. V., DiCesare, C. A., & Ford, K. R. (2015). Concurrent validity and reliability of 2d kinematic analysis of frontal plane motion during running. *Int J Sports Phys Ther*, *10*(2), 136-146.

Melnyk, M., Kofler, B., Faist, M., Hodapp, M., & Gollhofer, A. (2008a). Effect of a whole-body vibration session on knee stability. *Int J Sports Med*, *29*(10), 839-844. https://doi.org/10.1055/s-2008-1038405

Melnyk, M., Kofler, B., Faist, M., Hodapp, M., & Gollhofer, A. (2008b). Effect of a Whole-Body Vibration Session on Knee Stability. *International journal of sports medicine*, *29*, 839-844. https://doi.org/10.1055/s-2008-1038405

Moezy, A., Olyaei, G., Hadian Rasanani, M., Razi, M., & Faghihzadeh, S. (2008). A comparative study of whole body vibration training and conventional training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *British Journal of Sports Medicine*, *42*, 373-378. https://doi.org/10.1136/bjsm.2007.038554

Moran, J., Ramirez-Campillo, R., Liew, B., Chaabene, H., Behm, D. G., García-Hermoso, A., Izquierdo, M., & Granacher, U. (2021). Effects of Vertically and Horizontally Orientated Plyometric Training on Physical Performance: A Meta-analytical Comparison. *Sports Med*, *51*(1), 65-79. https://doi.org/10.1007/s40279-020-01340-6

Munro, A., Herrington, L., & Carolan, M. (2012). Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *J Sport Rehabil*, *21*(1), 7-11. https://doi.org/10.1123/jsr.21.1.7

Munshi, P., Khan, M. H., Arora, N. K., Nuhmani, S., Anwer, S., Li, H., & Alghadir, A. H. (2022). Effects of plyometric and whole-body vibration on physical performance in collegiate basketball players: a crossover randomized trial. *Sci Rep*, *12*(1), 5043. https://doi.org/10.1038/s41598-022-09142-8

Naclerio, F., Faigenbaum, A. D., Larumbe-Zabala, E., Ratamess, N. A., Kang, J., Friedman, P., & Ross, R. E. (2014). Effectiveness of different postactivation potentiation protocols with and without whole body vibration on jumping performance in college athletes. *J Strength Cond Res*, *28*(1), 232-239. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318295d7fb

Nienke, E. L., Sita, M. A. B.-Z., & Marienke van, M. (2013). Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, *47*(4), 193. https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090369

Parsons, J. L., & Alexander, M. J. (2012). Modifying spike jump landing biomechanics in female adolescent volleyball athletes using video and verbal feedback. *J Strength Cond Res*, *26*(4), 1076-1084. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31822e5876

Pérez-Turpin, J. A., Zmijewski, P., Jimenez-Olmedo, J. M., Jové-Tossi, M. A., Martínez-Carbonell, A., Suárez-Llorca, C., & Andreu-Cabrera, E. (2014). Effects of whole body vibration on strength and jumping performance in volleyball and beach volleyball players. *Biol Sport*, *31*(3), 239-245. https://doi.org/10.5604/20831862.1112435

Peters, M. (1988). Footedness: asymmetries in foot preference and skill and neuropsychological assessment of foot movement. *Psychol Bull*, *103*(2), 179-192. https://doi.org/10.1037/0033-2909.103.2.179

Petit, P. D., Pensini, M., Tessaro, J., Desnuelle, C., Legros, P., & Colson, S. S. (2010). Optimal whole-body vibration settings for muscle strength and power enhancement in human knee extensors. *J Electromyogr Kinesiol*, *20*(6), 1186-1195. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.08.002

Poenaru, D., Cinteza, D., Petrusca, I., Cioc, L., & Dumitrascu, D. (2016). Local Application of Vibration in Motor Rehabilitation - Scientific and Practical Considerations. *Maedica (Bucur)*, *11*(3), 227-231.

Pojskic, H., Pagaduan, J., Uzicanin, E., Babajic, F., Muratovic, M., & Tomljanovic, M. (2015). Acute effects of loaded whole body vibration training on performance. *Asian J Sports Med*, *6*(1), e24054. https://doi.org/10.5812/asjsm.24054

Prisby, R. D., Lafage-Proust, M. H., Malaval, L., Belli, A., & Vico, L. (2008). Effects of whole body vibration on the skeleton and other organ systems in man and animal models: what we know and what we need to know. *Ageing Res Rev*, *7*(4), 319-329. https://doi.org/10.1016/j.arr.2008.07.004

Read, P. J., Oliver, J. L., De Ste Croix, M. B. A., Myer, G. D., & Lloyd, R. S. (2016). Neuromuscular Risk Factors for Knee and Ankle Ligament Injuries in Male Youth Soccer Players. *Sports Medicine*, *46*(8), 1059-1066. https://doi.org/10.1007/s40279-016-0479-z

Rhea, M. R., & Kenn, J. G. (2009). The effect of acute applications of whole-body vibration on the iTonic platform on subsequent lower-body power output during the back squat. *J Strength Cond Res*, *23*(1), 58-61. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181875045

Ribot-Ciscar, E., Rossi-Durand, C., & Roll, J. P. (1998). Muscle spindle activity following muscle tendon vibration in man. *Neurosci Lett*, *258*(3), 147-150. https://doi.org/10.1016/s0304-3940(98)00732-0

Risberg, M. A., & Ekeland, A. (1994). Assessment of functional tests after anterior cruciate ligament surgery. *J Orthop Sports Phys Ther*, *19*(4), 212-217. https://doi.org/10.2519/jospt.1994.19.4.212

Rittweger, J. (2010). Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *Eur J Appl Physiol*, *108*(5), 877-904. https://doi.org/10.1007/s00421-009-1303-3

Rittweger, J., Beller, G., & Felsenberg, D. (2000). Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clin Physiol*, *20*(2), 134-142. https://doi.org/10.1046/j.1365-2281.2000.00238.x

Rittweger, J., Mutschelknauss, M., & Felsenberg, D. (2003). Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. *Clin Physiol Funct Imaging*, *23*(2), 81-86. https://doi.org/10.1046/j.1475-097x.2003.00473.x

Rittweger, J., Schiessl, H., & Felsenberg, D. (2001). Oxygen uptake during whole-body vibration exercise: comparison with squatting as a slow voluntary movement. *Eur J Appl Physiol*, *86*(2), 169-173. https://doi.org/10.1007/s004210100511

Robertson, D. G., & Fleming, D. (1987). Kinetics of standing broad and vertical jumping. *Can J Sport Sci*, *12*(1), 19-23.

Roelants, M., Delecluse, C., Goris, M., & Verschueren, S. (2004). Effects of 24 weeks of whole body vibration training on body composition and muscle strength in untrained females. *Int J Sports Med*, *25*(1), 1-5. https://doi.org/10.1055/s-2003-45238

Roelants, M., Verschueren, S. M., Delecluse, C., Levin, O., & Stijnen, V. (2006). Whole-body-vibration-induced increase in leg muscle activity during different squat exercises. *J Strength Cond Res*, *20*(1), 124-129. https://doi.org/10.1519/r-16674.1

Rønnestad, B. R. (2004). Comparing the performance-enhancing effects of squats on a vibration platform with conventional squats in recreationally resistance-trained men. *J Strength Cond Res*, *18*(4), 839-845. https://doi.org/10.1519/14573.1

Rønnestad, B. R. (2009). Acute effects of various whole-body vibration frequencies on lower-body power in trained and untrained subjects. *J Strength Cond Res*, *23*(4), 1309-1315. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318199d720

Sands, W., McNeal, J., Stone, M., Haff, G., & Kinser, A. (2009). Effect of Vibration on Forward Split Flexibility and Pain Perception in Young Male Gymnasts. *International journal of sports physiology and performance*, *3*, 469-481. https://doi.org/10.1123/ijspp.3.4.469

Shadloo, N., Kamali, F., & Salehi Dehno, N. (2021). A comparison between whole-body vibration and conventional training on pain and performance in athletes with patellofemoral pain. *J Bodyw Mov Ther*, *27*, 661-666. https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2021.03.003

Shamseddini Sofla, F., Hadadi, M., Rezaei, I., Azhdari, N., & Sobhani, S. (2021). The effect of the combination of whole body vibration and shoe with an unstable surface in chronic ankle instability treatment: a randomized clinical trial. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, *13*(1), 28. https://doi.org/10.1186/s13102-021-00256-6

Shin, S., Lee, K., & Song, C. (2015). Acute effects of unilateral whole body vibration training on single leg vertical jump height and symmetry in healthy men. *J Phys Ther Sci*, *27*(12), 3923-3928. https://doi.org/10.1589/jpts.27.3923

Silva, M. E., Nubi, V. M., Vaamonde, D., Fernandez, J., Garcia-Manso, J. M., & Jl, L. (2006). Effects of different frequencies of whole body vibration on muscular performance. *Biology of Sport*, *23*, 124-132.

Torvinen, S., Kannu, P., Sievänen, H., Järvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S., Järvinen, T. L., Järvinen, M., Oja, P., & Vuori, I. (2002). Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clin Physiol Funct Imaging*, *22*(2), 145-152. https://doi.org/10.1046/j.1365-2281.2002.00410.x

Torvinen, S., Kannus, P., Sievänen, H., Järvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S., Järvinen, T. L., Järvinen, M., Oja, P., & Vuori, I. (2002). Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med Sci Sports Exerc*, *34*(9), 1523-1528. https://doi.org/10.1097/00005768-200209000-00020

Torvinen, S., Kannus, P., Sievänen, H., Järvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S., Nenonen, A., Järvinen, T. L., Paakkala, T., Järvinen, M., & Vuori, I. (2003). Effect of 8-month vertical whole body vibration on bone, muscle performance, and body balance: a randomized controlled study. *J Bone Miner Res*, *18*(5), 876-884. https://doi.org/10.1359/jbmr.2003.18.5.876

Tous, J., Padullés, J., Muñoz, C., Vallejo, L., & Moras, G. (2006). Electromyographic response during whole-body vibrations of different frequencies with progressive external loads. *Educación física y deportes . Revista Digital*, *93*.

Turner, A. P., Sanderson, M. F., & Attwood, L. A. (2011). The acute effect of different frequencies of whole-body vibration on countermovement jump performance. *J Strength Cond Res*, *25*(6), 1592-1597. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181df7fac

van den Tillaar, R. (2006). Will whole-body vibration training help increase the range of motion of the hamstrings? *J Strength Cond Res*, *20*(1), 192-196. https://doi.org/10.1519/r-17064.1

Wallmann, H. W., Bell, D. L., Evans, B. L., Hyman, A. A., Goss, G. K., & Paicely, A. M. (2019). THE EFFECTS OF WHOLE BODY VIBRATION ON VERTICAL JUMP, POWER, BALANCE, AND AGILITY IN UNTRAINED ADULTS. *Int J Sports Phys Ther*, *14*(1), 55-64.

Wicks, J. (2020). *The Difference between linear and tri-planar vibration: Why Power Plate is best in class for Whole Body Vibration* [Article]. https://powerplate.com/blogs/news/differences-between-linear-and-tri-planar-vibration-why-power-plate-is-best-in-class-for-whole-body-vibration

Williams, G. N., Chmielewski, T., Rudolph, K. S., Buchanan, T. S., & Snyder-Mackler, L. (2001). Dynamic Knee Stability: Current Theory and Implications for Clinicians and Scientists. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *31*(10), 546-566. https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.10.546

Willson, J. D., Ireland, M. L., & Davis, I. (2006). Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Med Sci Sports Exerc*, *38*(5), 945-952. https://doi.org/10.1249/01.mss.0000218140.05074.fa