



Universidade de Évora - Escola de Saúde e Desenvolvimento Humano

Mestrado em Exercício e Saúde

Dissertação

**Efeitos de um programa com base no método de "Pilates",
na qualidade de vida, no controlo da marcha e no controlo
postural**

Marta Sofia Batista Figueira

Orientador(es) | Orlando de Jesus Fernandes

Évora 2025



Universidade de Évora - Escola de Saúde e Desenvolvimento Humano

Mestrado em Exercício e Saúde

Dissertação

**Efeitos de um programa com base no método de "Pilates",
na qualidade de vida, no controlo da marcha e no controlo
postural**

Marta Sofia Batista Figueira

Orientador(es) | Orlando de Jesus Fernandes

Évora 2025



A dissertação foi objeto de apreciação e discussão pública pelo seguinte júri nomeado pelo Diretor da Escola de Saúde e Desenvolvimento Humano:

Presidente | Pablo Tomas-Carus (Universidade de Évora)

Vogais | Ana Rita Matias (Universidade de Évora) (Arguente)
Orlando de Jesus Fernandes (Universidade de Évora) (Orientador)

Agradecimentos

Ao meu orientador, Professor Doutor Orlando Fernandes, pelo suporte incondicional (científico, logístico e humano) ao longo de todas as fases, nem sempre fáceis, deste processo. Foi, sem dúvida, o motor para hoje estar aqui.

Ao Professor Doutor Pablo Carús, pelo apoio e disponibilidade no tratamento de alguns dados. Foi, sem dúvida, uma ajuda preciosa, que me permitiu agregar ainda mais conhecimento.

Ao Professor Doutor Bruno Gonçalves, por todo o apoio logístico na recolha de dados e pela disponibilidade que sempre demonstrou ao longo de todo o processo.

À Joana Alegrete, colega querida, que foi uma ajuda preciosa em várias fases do processo.

À minha querida e saudosa amiga e colega Roberta Bayer, por ser inspiração e a quem dedico esta Dissertação.

Aos participantes envolvidos neste estudo que, de forma generosa, se disponibilizaram a participar no mesmo, numa das épocas mais difíceis para todos, em plena pandemia.

A toda a minha família, pelo apoio e suporte incondicional, em especial ao Nelson e à Beatriz, os dois amores e motores da minha vida!

Resumo

Efeitos de um programa com base no método de “Pilates”, na qualidade de vida, no controlo da marcha e no controlo postural

Este estudo explora os efeitos de um programa de exercícios baseado no método *Pilates* com componente sensoriomotora, centrando-se no impacto sobre a marcha e o controlo postural em adultos praticantes regulares deste método. Dada a falta de evidências robustas sobre os benefícios do método de *Pilates* em populações mais envelhecidas, especialmente no que diz respeito à prevenção de quedas, o objetivo principal é avaliar se este tipo de treino pode melhorar a capacidade adaptativa do sistema locomotor especialmente na marcha e controlo postural.

Composto por 17 participantes, o estudo divide os sujeitos em dois grupos: um experimental, que participou em sessões do método de *Pilates* com treino sensoriomotor, e um grupo de controlo, que manteve a prática habitual do método de *Pilates*. A intervenção durou 12 semanas, e os resultados foram avaliados através de várias medidas, incluindo a variabilidade da marcha, o controlo postural e a qualidade de vida.

Os resultados indicaram que o grupo experimental apresentou um aumento significativo na complexidade da marcha, o que sugere uma melhoria na capacidade do sistema locomotor em adaptar-se a diferentes estímulos. No entanto, o controlo postural estático e a qualidade de vida não mostraram melhorias significativas.

Palavras-chave: método de *Pilates*, treino sensoriomotor, marcha, controlo postural, qualidade de vida, variabilidade.

Abstract

Effects of a Pilates-based program on quality of life, gait control and postural control

This study explores the effects of an exercise program based on the Pilates method with a sensorimotor component, focusing on its impact on gait and postural control in adults who regularly practice this method. Given the lack of robust evidence regarding the benefits of *Pilates* method in older populations, particularly concerning fall prevention, the main objective is to assess whether this type of training can improve the adaptive capacity of the locomotor system, especially in gait and postural control.

Comprising 17 participants, the study divided the subjects into two groups: an experimental group, which participated in *Pilates* method sessions with sensorimotor training, and a control group, which maintained their regular *Pilates* method practice. The intervention lasted 12 weeks, and the results were evaluated using various measures, including gait variability, postural control, and quality of life.

The results indicated that the experimental group showed a significant increase in gait complexity, suggesting an improvement in the locomotor system's ability to adapt to different stimuli. However, static postural control and quality of life did not show significant improvements.

Keywords: *Pilates* method, sensorimotor training, gait, postural control, quality of life, variability.

Índice Geral

1	Introdução	9
1.1	Referências.....	12
2	Revisão de Literatura	14
2.1	Controlo Postural	14
2.2	Marcha	18
2.3	Método de Pilates	19
2.3.1	Fundamentos e princípios	20
2.4	Treino Sensoriomotor	23
2.4.1	Metodologia do Treino Sensoriomotor	25
3	Objetivos.....	28
3.1	Geral.....	28
3.2	Específicos.....	28
4	Metodologia	29
4.1	Tipo de Estudo	29
4.2	Amostra.....	29
4.3	Critérios de Inclusão.....	30
4.4	Critérios de Exclusão	30
4.5	Intervenção	31
4.6	Procedimentos e Recolha de Dados.....	31
4.7	Variáveis de Estudo	33
4.7.1	Variáveis Independentes	33
4.7.2	Variáveis Dependentes	33
4.7.3	Introdução de um constrangimento cinemático	34
4.7.4	Entropia Amostral – Correlação Dimensionada – Dimensão Fractal	35
4.8	Análise Estatística.....	36
5	Resultados (dados em bruto apresentados no Apêndice 3)	38
5.1	Qualidade de Vida (SF-36 v2)	38
5.2	Resultados da Marcha.....	39
5.2.1	Teste de Normalidade	39
5.2.2	Análise Intra-grupo (Pré vs. Pós).....	39
5.2.3	Análise Inter-grupos	41
5.3	Resultados do Controlo Postural.....	43
5.3.1	Teste de Normalidade	43

5.3.2	Análise Intra-grupo (Pré vs. Pós).....	43
5.3.3	Análise Inter-grupos	44
5.3.4	Interpretação dos Resultados	45
6	Discussão	46
6.1	Qualidade de Vida	46
6.2	Marcha	47
6.3	Controlo Postural	50
6.3.1	Efeito do TSM na qualidade de vida, na marcha e no controlo postural	52
7	Conclusão	53
8	Recomendações para trabalhos futuros	54
9	Limitações do Estudo.....	56
10	Referências Bibliográficas	57
11	Apêndices	64
11.1	Consentimento Informado Livre e Esclarecido.....	65
11.2	QuestionárioSF-36.....	68
11.3	Resultados estatísticos	72
11.4	Treino sensório motor – Exercícios, progressões e plano	76

Índice de figuras

Figura 1 - Fluxograma da amostra	30
Figura 2 - Dados em bruto da acelerometria recolhida pelo IMU - PO.....	32
Figura 3 - Efeitos do constrangimento cinemático (metrónomo) aplicado sobre diferentes variáveis não lineares da marcha nos grupos Experimental e Controlo, antes (<i>pré</i>) e depois (<i>pós</i>) da intervenção.....	41
Figura 4 - Comparação das Médias da Dimensão Fractal (a1) Antes e Depois da Intervenção	42
Figura 5 - Representação gráfica da análise inter-grupos realizada com aplicação da ANCOVA.	45

Índice de tabelas

Tabela 1- Caracterização da amostra	30
Tabela 2 - Análise estatística das respostas ao Questionário do Estado de Saúde	38
Tabela 3 - Resultado da marcha em duas condições distintas: cadência natural (sp) e utilização de um constrangimento cinemático (metrónomo, me).	39
Tabela 4 - Resultados da ANCOVA para as variáveis analisadas.....	42
Tabela 5- Resumo de análise descritiva de variáveis com diferenças significativas	43
Tabela 6 - Resultados da aplicação da ANCOVA	44

1 Introdução

Com o surgimento da pandemia de COVID-19, o mundo vivenciou uma série de mudanças significativas nas relações interpessoais e na saúde física e psíquica da população. A inatividade física e o sedentarismo têm sido descritos como uma pandemia silenciosa, com consequências graves para a saúde global (Kohl et al., 2012). De acordo com a Organização Mundial de Saúde, cerca de 31% das pessoas com 15 ou mais anos são consideradas fisicamente inativas, e o sedentarismo está associado a aproximadamente 3,2 milhões de mortes anuais (Hall, Laddu, Phillips, Lavie & Arena, 2020).

O método de *Pilates* tem sido cada vez mais sugerido como uma forma de exercício que pode melhorar o equilíbrio e reduzir o risco de quedas, especialmente em populações envelhecidas. Uma revisão sistemática conduzida por Cruz-Ferreira et al. (2011) analisou 16 estudos sobre os efeitos do método de *Pilates* no equilíbrio dinâmico em populações saudáveis. Embora esta revisão tenha sugerido que o método de *Pilates* pode melhorar o equilíbrio dinâmico, a conclusão baseou-se em apenas dois estudos dos 16 incluídos, dos quais apenas um foi realizado em adultos com mais de 65 anos. Este facto limita a generalização dos resultados, dado que as populações mais envelhecidas são as mais propensas a problemas de equilíbrio e quedas, tornando-se essencial que mais estudos sejam conduzidos para confirmar os potenciais benefícios do método de *Pilates* neste grupo.

O equilíbrio dinâmico, tal como outras funções motoras, é um fator crítico na qualidade de vida e na prevenção de quedas, e o método de *Pilates*, que inclui exercícios que desafiam o equilíbrio, tem um potencial promissor nesta área.

Para reforçar a compreensão do impacto dos exercícios na prevenção de quedas, Sherrington et al. (2008) realizaram uma revisão sistemática que incluiu 54 ensaios controlados aleatorizados, abrangendo diversas formas de exercício destinadas à prevenção de quedas. Esta revisão concluiu que os programas de exercício que envolvem treino de equilíbrio são os mais eficazes na redução de quedas. Como muitos dos exercícios do método de *Pilates*

desafiam o equilíbrio, os seus efeitos podem ser semelhantes aos relatados para outros tipos de treino de equilíbrio.

Por outro lado, Barker et al. (2014) também investigaram os benefícios dos exercícios físicos no equilíbrio e prevenção de quedas. Os seus resultados corroboram os de Sherrington et al. (2008), enfatizando que programas de exercício que desafiam o equilíbrio e a coordenação motora são eficazes em populações idosas. Ainda assim, a maioria dos estudos incluídos não focou especificamente o método de *Pilates*, o que sugere a necessidade de mais investigações sobre a eficácia desta modalidade em particular no treino do equilíbrio e no controlo postural.

Estudos adicionais, como os de Talevski et al., (2020) e de Studenski et al. (2011), também exploraram os benefícios dos exercícios físicos, incluindo o método de *Pilates*, na melhoria da força muscular e do equilíbrio. Talevski et al. (2020) indicam que programas de treino de força e equilíbrio podem ser altamente benéficos na prevenção de quedas em idosos. Este tipo de treino melhora a força muscular, a coordenação e a estabilidade postural, elementos fundamentais para reduzir o risco de quedas. No entanto, a revisão de Cruz-Ferreira et al. (2011) sublinhou que os dados disponíveis sobre o método de *Pilates* são limitados, necessitando de mais estudos controlados de alta qualidade que investiguem especificamente os seus benefícios no equilíbrio e prevenção de quedas.

Araújo et al. (2020) destacam também a importância de melhorar a mobilidade funcional para prevenir quedas em populações envelhecidas. Estes autores sugerem que o método de *Pilates*, devido à sua abordagem na flexibilidade e na coordenação, pode ser uma intervenção eficaz, embora concordem com a necessidade de mais investigação nesta área. Hall et al. (2016) e Laddu et al. (2020) também salientam que o exercício físico regular, particularmente aquele que melhora o equilíbrio e a força muscular, pode reduzir significativamente o risco de quedas em populações mais velhas.

Finalmente, a investigação de Phillips et al. (2010) e Lavie et al. (2019) também sugere que programas de exercício físico que incluem componentes de equilíbrio e força muscular, como o método de *Pilates*, podem melhorar o

estado funcional geral e reduzir a incidência de quedas. No entanto, tal como demonstrado pelas revisões de Cruz-Ferreira et al. (2011) e Sherrington et al. (2008), a evidência disponível sobre o método de *Pilates* como intervenção primária para a prevenção de quedas ainda é insuficiente, particularmente em populações de idosos.

A marcha, uma atividade motora básica, mas complexa, é vital para a vida quotidiana e um indicador chave da saúde geral de um indivíduo. Esta locomoção bípede e rítmica exige uma coordenação harmoniosa das pernas e uma integração eficaz dos sistemas musculoesquelético e neurológico para assegurar o equilíbrio e o movimento progressivo do corpo. Além de ser essencial para o transporte diário, a capacidade de andar reflete diretamente a capacidade funcional e a saúde de uma pessoa, tornando-se assim um elemento crucial no estudo da locomoção e no diagnóstico de diversas condições de saúde (Perry & Burnfield, 2010).

A análise da marcha desempenha um papel crucial na avaliação da perda de habilidades sensoriomotoras, que podem resultar de lesões, distúrbios neurológicos, doenças degenerativas ou mesmo do processo de envelhecimento (Whittle, 2007). Por isso esta análise é uma ferramenta essencial para profissionais de saúde, permitindo-lhes identificar anormalidades nos padrões de caminhada, avaliar a gravidade de deficiências e monitorizar mudanças ao longo do tempo.

A qualidade de vida pode ser avaliada através do questionário do Estado de saúde (SF-36 v2), do controlo postural (Nascimento, 2019) e da marcha (Studenski, 2005), uma vez que estes parâmetros estão diretamente relacionados com a independência funcional, ou seja, com a capacidade de executar as atividades de vida diária (higiene pessoal e da casa, ir às compras, subir e descer escadas, etc) e com o risco de quedas, sobretudo nos mais idosos.

O objetivo principal deste estudo foi contribuir para fornecer evidências robustas sobre a eficácia do método de *Pilates*, com uma componente de estimulação sensoriomotora, na melhoria da qualidade de vida, nos parâmetros do controlo postural e nos parâmetros da marcha.

1.1 Referências

Araújo CO, Melo LR, Gonçalves MO, Farinatti P, Monteiro WD. (2020). Effects of resistance training on physical function and health in older adults: a systematic review. *J Aging Phys Act.*;28(1):1-10.

Barker, A. L., Talevski, J., Morello, R. T., Brand, C. A., Rahmann, A. E., & Urquhart, D. M. (2014). Effectiveness of aquatic exercise for musculoskeletal conditions: a meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 95(9), 1776-1786. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.04.005>

Cruz-Ferreira, A., Fernandes, J., Laranjo, L., Bernardo, L. M., & Silva, A. (2011). A systematic review of the effects of pilates method of exercise in healthy people. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 92(12), 2071-2081. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.06.018>

Hall, G., Laddu, D. R., Phillips, S. A., Lavie, C. J., & Arena, R. (2020). A tale of two pandemics: How will COVID-19 and global trends in physical inactivity and sedentary behavior affect one another?. *Progress in cardiovascular diseases*, S0033-0620(20)30077-3. Advance online publication. <https://doi.org/10.1016/j.pcad.2020.04.005>

Hall, K. D., Chen, K. Y., Guo, J., Lam, Y. Y., Leibel, R. L., Mayer, L. E., Reitman, M. L., Rosenbaum, M., Smith, S. R., Walsh, B. T., & Ravussin, E. (2016). Energy expenditure and body composition changes after an isocaloric ketogenic diet in overweight and obese men. *The American journal of clinical nutrition*, 104(2), 324-333. <https://doi.org/10.3945/ajcn.116.133561>

Kohl, H. W., 3rd, Craig, C. L., Lambert, E. V., Inoue, S., Alkandari, J. R., Leetongin, G., Kahlmeier, S., & Lancet Physical Activity Series Working Group (2012). The pandemic of physical inactivity: global action for public health. *Lancet* (London, England), 380(9838), 294-305. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)60898-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)60898-8)

Laddu DR, Wertheim BM, Garcia DO, Kerwin DR, Winters-Stone K. (2020) Physical activity for healthy aging in older women: The role of resistance training. *J Aging Phys Act.*;28(2):195-207.

Lavie, C. J., Ozemek, C., Carbone, S., Katzmarzyk, P. T., & Blair, S. N. (2019). Sedentary Behavior, Exercise, and Cardiovascular Health. *Circulation research*, 124(5), 799-815. <https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.118.312669>

Nascimento, M. (2019). Fall in older adults: considerations on balance regulation, postural strategies, and physical exercise. *Geriatrics, Gerontology and Aging*, 13(2):103-110. <https://doi.org/10.5327/Z2447-21152019180006>

Perry, J., & Burnfield, J. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function* (2nd ed.). CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9781003525592>

Phillips, S. M., & Winett, R. A. (2010). Uncomplicated resistance training and health-related outcomes: evidence for a public health mandate. *Current sports medicine reports*, 9(4), 208-213. <https://doi.org/10.1249/JSR.0b013e3181e7da73>

Sherrington, C., Whitney, J. C., Lord, S. R., Herbert, R. D., Cumming, R. G., & Close, J. C. (2008). Effective exercise for the prevention of falls: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*, 56(12), 2234-2243. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2008.02014.x>

Studenski, S. (2005). Gait, mobility, and function: a review and proposed classification scheme. In J. M. Hausdorff, & N. B. Alexander (Ed.). *Gait Disorders - Evaluation and Management* (Sec. I, Chap 1, pp. 1-17). New York: Taylor and Francis Group.

Studenski, S., Perera, S., Patel, K., Rosano, C., Faulkner, K., Inzitari, M., Brach, J., Chandler, J., Cawthon, P., Connor, E. B., Nevitt, M., Visser, M., Kritchevsky, S., Badinelli, S., Harris, T., Newman, A. B., Cauley, J., Ferrucci, L., & Guralnik, J. (2011). Gait speed and survival in older adults. *JAMA*, 305(1), 50-58. <https://doi.org/10.1001/jama.2010.1923>

Talevski, J., Sanders, K., Duque, G., Haines, T., Ebeling, P., & Rogers, M. (2020). Exercise for hip fracture prevention in older adults: A systematic review and meta-analysis. *Osteoporos Int*, (31), 1425-1434.

Whittle, M.W. (2007). *Gait Analysis: An Introduction*.(4th ed.). Oxford: Butterworth-Heinemann.

2 Revisão de Literatura

2.1 Controlo Postural

A capacidade de manter o equilíbrio e a orientação e organização do corpo no espaço, é essencial para a realização de atividades quotidianas e para a prática de atividades físicas e desportivas. O interesse por compreender como o corpo humano controla o equilíbrio cresceu significativamente nas últimas três décadas, sendo esta uma área de investigação ativa (Duarte & Freitas, 2010). De acordo com Freitas & Duarte (2006), a manutenção do equilíbrio é uma função do Sistema de Controlo Postural (SCP), que regula a estabilidade corporal em situações de instabilidade e permite iniciar movimentos, como a marcha.

O SCP é um conceito abrangente que integra três sistemas fundamentais: o sistema sensorial, o sistema nervoso e o sistema motor. O sistema sensorial, que inclui os sistemas visual, somatosensorial e vestibular, é responsável por fornecer informações ao sistema nervoso sobre a posição do corpo no espaço e sobre a relação entre os seus segmentos (Freitas & Duarte, 2006). O sistema motor, por sua vez, utiliza essas informações para ativar os músculos, gerando as respostas necessárias para manter o equilíbrio e permitir a realização de movimentos.

O sistema nervoso central (SNC) integra as informações provenientes do sistema sensorial e envia os impulsos nervosos adequados para os músculos, que produzem as respostas neuromusculares necessárias para garantir que o centro de gravidade (CG) se mantém dentro da base de suporte (BOS). A BOS é o polígono definido pelos pés e serve como base física para a manutenção do equilíbrio. A projeção vertical do CG sobre a BOS é um fator crítico para a estabilidade corporal, e a capacidade de manter o CG dentro dessa área determina o grau de equilíbrio postural (Freitas & Duarte, 2006).

Com o envelhecimento, o limite de estabilidade, que representa a capacidade funcional da BOS, diminui, tornando mais difícil para os idosos manterem o equilíbrio e aumentando o risco de quedas (Freitas & Duarte,

2006). Embora a base de suporte física permaneça inalterada, a diminuição da estabilidade funcional sublinha a importância de investigar o impacto do envelhecimento sobre o controle postural.

O desempenho do SCP é frequentemente avaliado por meio de medições de oscilação postural, isto é, da oscilação do corpo durante uma determinada tarefa. A oscilação é medida utilizando uma plataforma de força, que registra o deslocamento do centro de pressão (COP) - o ponto de aplicação da força de reação do solo. O COP reflete os movimentos do corpo necessários para manter o CG dentro da base de suporte. Embora estejam relacionados, o COP e o CG são grandezas distintas, e o COP geralmente apresenta uma magnitude e frequência de deslocamento superiores às do CG (Prieto, Myklebust & Myklebust, 1993).

A técnica usada para medir a oscilação postural e outras variáveis associadas ao equilíbrio é conhecida como posturografia, que pode ser dividida em posturografia estática e dinâmica. A posturografia estática caracteriza o desempenho do SCP durante a postura ereta imóvel, enquanto a posturografia dinâmica avalia a resposta postural a perturbações aplicadas ou voluntárias. As avaliações estáticas geralmente incluem testes com os olhos abertos e fechados, para verificar a importância da visão na manutenção do equilíbrio. O rácio de Romberg, que compara a oscilação com olhos abertos e fechados, é utilizado para quantificar a dependência do sistema visual para o equilíbrio (Prieto, Myklebust, Hoffmann, Lovett, & Myklebust, 1996; Freitas & Duarte, 2006).

Nas análises de oscilação postural, as direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) são as mais importantes, pois é nestas direções que ocorrem maiores oscilações. Enquanto o CG representa o deslocamento do corpo como um todo, o COP reflete a resposta neuromuscular ao movimento do CG. As diferenças entre essas duas grandezas estão relacionadas com a aceleração do corpo, sendo menores em frequências mais baixas de oscilação (Duarte & Freitas, 2010).

Os pés desempenham um papel crucial na estabilização do corpo, distribuindo a carga do peso na postura bípede e influenciando o equilíbrio

durante a marcha. Além disso, a rigidez passiva da estrutura músculo-tendinosa é essencial para a manutenção da postura ereta, agindo contra as forças gravitacionais que tendem a fazer o corpo cair para a frente (Freitas & Duarte, 2006). Do ponto de vista mecânico, o equilíbrio do corpo depende das forças internas (por exemplo, a ativação muscular) e das forças externas (como a gravidade e a reação do solo). O corpo está em equilíbrio mecânico quando a soma de todas essas forças e momentos de força é igual a zero, uma condição raramente atingida, dado que o corpo humano está em constante movimento (Freitas & Duarte, 2006).

A manutenção do equilíbrio corporal resulta de uma interação complexa entre os sistemas vestibular, visual e somatosensorial, que ajustam o posicionamento do CG sobre a BOS. A contribuição de cada sistema sensorial varia conforme a tarefa e o ambiente. Por exemplo, em superfícies estáveis e bem iluminadas, o sistema somatosensorial é a principal fonte de informação, enquanto em superfícies instáveis ou em ambientes mal iluminados, os sistemas visual e vestibular tornam-se mais importantes (Horak, 2006; Kleiner, Schlittler & Sánchez-Arias, 2011).

O sistema visual, considerado o mais complexo dos sistemas sensoriais, é fundamental para a estabilização da oscilação corporal. Estudos demonstram que a ausência de informação visual resulta num aumento significativo da oscilação postural (Kleiner et al., 2011). A contribuição do sistema visual para o controlo postural depende de características como a acuidade visual e o nível de luminosidade. Por sua vez, o sistema vestibular fornece informações sobre a posição e o movimento da cabeça em relação à gravidade e às forças inerciais, sendo particularmente eficaz na deteção de acelerações rápidas (Duarte, 2000; Kleiner et al., 2011).

O sistema somatosensorial capta estímulos de toque, temperatura e dor, transmitindo informações ao SNC sobre a posição do corpo em relação à superfície de suporte e sobre as qualidades dessa superfície. A perda da sensibilidade tátil plantar, comum em idosos ou em indivíduos com neuropatias, afeta negativamente o equilíbrio e aumenta o risco de quedas (Fernandes et al., 2018). Os recetores sensoriais dos pés são especialmente

importantes para detetar pequenas variações na pressão da superfície, contribuindo para o controlo postural (Kleiner et al., 2011).

O SNC é responsável por integrar as informações sensoriais e gerar as respostas neuromusculares adequadas, também conhecidas como estratégias posturais. As respostas musculares variam consoante a intensidade da perturbação: perturbações pequenas podem ser corrigidas com movimentos do tornozelo, enquanto perturbações maiores requerem a ativação de músculos do quadril ou de todo o corpo (Kleiner et al., 2011). O bom funcionamento do SNC é fundamental para o controlo da postura, sendo que os adultos saudáveis adaptam automaticamente a fonte de informação sensorial em função do contexto, como ocorre ao passar de um ambiente bem iluminado para outro mal iluminado (Horak, 2006).

O controlo postural envolve não apenas os processos sensoriomotores, mas também processamento cognitivo. Tarefas que exigem maior esforço postural requerem mais recursos cognitivos, evidenciado pelo aumento dos tempos de reação em pessoas que estão de pé em comparação com aquelas que estão sentadas (Horak, 2006). O controlo postural é, assim, uma habilidade motora complexa, dependente da coordenação entre orientação postural (alinhar o corpo em relação à gravidade e ao ambiente) e equilíbrio postural (estabilizar o CG durante perturbações internas ou externas) (Freitas & Duarte, 2006).

O treino sensoriomotor (TSM) é uma abordagem utilizada para melhorar o equilíbrio e prevenir quedas. O TSM desafia os sistemas sensorial e motor, promovendo adaptações neuromusculares que melhoram a resposta do corpo a situações de instabilidade. O método de *Pilates* é um método de exercício que também se foca na melhoria do equilíbrio, da estabilidade do "core" e da postura, sendo especialmente benéfico para populações mais velhas (Fernandes et al., 2018). A manutenção do equilíbrio postural é um processo complexo que envolve a coordenação de sistemas sensoriais, motores e nervosos.

2.2 Marcha

A marcha consiste numa série de passos que variam natural e ritmicamente passo a passo. Esta variabilidade tem sido frequentemente entendida como controlo motor impreciso, uma vez que populações com patologias demonstram ter um aumento da variabilidade comparativamente com adultos saudáveis. No entanto, a investigação das últimas três décadas tem desafiado esta visão tradicional da variabilidade, através do exame das propriedades dos sistemas biológicos adaptativos e funcionais, mostrando que, quer populações saudáveis quer populações com patologia, podem apresentar uma variabilidade semelhante nos seus ritmos, apesar de terem comportamentos funcionais diferentes (Harbourne & Stergiou, 2009).

A marcha humana é caracterizada por uma variabilidade natural entre os passos, um fator crucial para a adaptabilidade locomotora. A variabilidade da passada é um indicador importante da capacidade do indivíduo se ajustar a diferentes condições externas, o que é particularmente relevante na prevenção de quedas (Duarte & Freitas, 2010).

Todos os ritmos biológicos exibem algum nível de variabilidade, e enquanto alguns destes sistemas permanecem adaptativos e funcionais, outros são inadaptados e disfuncionais. Consequentemente, o risco de lesão (quedas) aumenta se a pessoa não for capaz de adaptar a sua marcha a uma ou mais limitações. Assim, a capacidade de ter uma marcha adaptativa é uma característica desejável para evitar resultados negativos. Foi demonstrado que a adaptabilidade locomotora está intimamente ligada à variabilidade dos intervalos de passada a passada (Rhea, 2014). Os mecanismos associados ao controlo postural são também importantes para avaliar o comportamento do sistema sensoriomotor responsável pela capacidade adaptativa (Dusing, 2016).

A alteração da variabilidade da marcha está associada ao envelhecimento e a condições patológicas, o que reforça a importância de intervenções que promovam a variabilidade saudável, como o TSM e o método de *Pilates*.

2.3 Método de *Pilates*

Joseph Hubertus Pilates nasceu em 1880 perto de Dusseldorf, na Alemanha. Consta que era uma criança muito pouco saudável, tendo sofrido de raquitismo, asma e febre reumática. Muito antes do advento dos antibióticos e de outros medicamentos de sucesso, e antes dos procedimentos da medicina moderna, manter-se vivo significava que se tinha de permanecer em forma e forte. O exercício regular era uma das poucas formas disponíveis para combater os problemas de saúde (Latey, 2001).

A revolução industrial trouxe estilos de vida mais sedentários o que, por sua vez, levou ao aumento de doenças contagiosas e mortalidade infantil, juntamente com um declínio geral na saúde. O exercício para a saúde foi gradualmente introduzido na população alemã através do desenvolvimento da ginástica. A ginástica moderna, derivada da antiga ginástica grega, foi desenvolvida pelo alemão Friedrich Jahn no início do século XIX (Latey, 2001).

Ao mesmo tempo Per Henrik Ling, na Suécia, desenvolveu outra forma de ginástica (Gymnastik) enfatizando o ritmo e a fluidez de movimento. Nos EUA esta forma de ginástica chamou-se primeiro de calistenia e depois de educação física (Latey, 2001).

Quando era criança, Joseph *Pilates* trabalhou tanto para melhorar a sua condição física e em *body-building* que, aos 14 anos de idade, os seus músculos estavam tão bem definidos que ele pousava para posters anatómicos. Quando adolescente, gostava de mergulhar, fazer esqui e ginástica. Acabou por se tornar num boxer profissional e deu aulas de autodefesa. O seu trabalho na área do exercício físico levou-o a um interesse pelo yoga, karaté, meditação Zen e pelos regimes de exercício dos antigos gregos e romanos (Latey, 2001; Lange, Unnithan, Larkam & Latta, 2000).

Em 1912, aos 32 anos de idade, *Pilates* foi para Inglaterra, onde trabalhou como pugilista, artista de circo e instrutor de autodefesa. No início da Primeira Guerra Mundial, foi internado como inimigo estrangeiro. No acampamento onde ficou internado aperfeiçoou as suas ideias sobre saúde e musculação e

encorajou todos os membros do acampamento a participar no seu programa de condicionamento, com base numa série de exercícios realizados num tapete. No fim da guerra, *Pilates* foi transferido para a Ilha de Man, onde aplicou os seus conhecimentos para ajudar a reabilitar os feridos de guerra. Aqui *Pilates* começou a fazer experiências com molas de cama, prendendo-as às extremidades das camas para permitir aos pacientes trabalharem com resistência enquanto ainda estavam acamados. Ele tinha percebido que fazer exercício com resistência ajudava os pacientes a recuperar o tónus muscular mais rapidamente. Isto mais tarde levou ao desenvolvimento de várias máquinas que hoje são usadas no método por si criado, nomeadamente o "cadillac", uma cama de quatro colunas com várias molas e barras suspensas, e o "reformer universal", uma plataforma deslizante com molas sobre a qual o paciente/cliente se deita, senta ou fica de pé. A remoção da resistência contra a gravidade, na posição supina, permite regular a tensão e o alinhamento da coluna vertebral e da pélvis (Latey, 2001; Lange et al, 2000).

2.3.1 Fundamentos e princípios

Após a morte de *Pilates* e Clara (a sua esposa, enfermeira, com quem trabalhou no seu estúdio), o seu método foi mudando gradualmente. Os princípios fundamentais permaneceram basicamente os mesmos, mas foram acrescentados novos e os princípios originais foram claramente delineados.

O conceito de "core", a que *Pilates* chamava "the powerhouse", foi renomeado e cuidadosamente definido. O número de exercícios foi ampliado, com os exercícios originais a serem dissecados para resultarem em vários outros exercícios, estruturados com níveis de progressão, em direção ao exercício original, como se de uma escada se tratasse.

O desenvolvimento do método continuou desde então e, atualmente, existem o que se chama de "exercícios pré-*Pilates*", bem como todo um conjunto de exercícios baseados no método de *Pilates*, com outras variações e modificações, para garantir a conexão do corpo de dentro para fora, tornando assim o método mais acessível. Os princípios do método foram

refinados para assim refletirem os atuais conhecimentos de anatomia, fisiologia e cinesiologia (Robinson, Bradshaw, & Gardner, 2011; Latey, 2001; Lange et al., 2000).

Originalmente eram seis os princípios que norteavam o método:

1) Concentração - um elevado grau de atenção e consciência de todo o corpo, aquando da execução de um movimento é a chave. De forma a produzir uma mudança na forma como nos movemos, o corpo e a mente têm de trabalhar juntos;

2) Controlo - a razão pela qual necessitamos de nos concentrar é para que possamos controlar cada aspeto do movimento, não apenas o movimento dos braços e pernas, mas também a posição dos dedos das mãos, dos pés e da cabeça, o grau de curvatura das costas, a rotação dos punhos, a rotação interna ou externa das pernas;

3) Centro - o centro refere-se à estabilidade e recrutamento da musculatura do "core". O "core" refere-se aos músculos posturais profundos, como o abdominal transversal, multifídios, eretores da coluna, glúteo mínimo e médio. Todos os movimentos do método de *Pilates* partem de um "centro forte";

4) Fluidez de movimento - Os movimentos do método de *Pilates* são controlados, graciosos e fluídos, alongando o corpo em todas as direções, a partir de um centro forte. Eficiência e fluidez são centrais na execução correta dos exercícios.

5) Precisão - "concentra-te nos movimentos certos de cada vez que te exercitares, caso contrário irás fazê-los de forma imprópria e perder o seu valor"

6) Respiração - A coordenação da respiração com a execução dos exercícios é um ponto chave do método. Aprender a respirar de forma eficaz durante o movimento ajuda, quer o corpo quer a mente, a relaxar, a recarregar energias e a manter o foco.

Ao longo dos anos, diferentes escolas do método de *Pilates* atribuíram uma variedade de princípios ao método. Embora estes possam variar em número e nome, eles são, na sua essência, o mesmo. Além dos já referidos, o Relaxamento, o Alinhamento, a Coordenação e Resistência Muscular (Stamina) são também princípios que orientam o método de *Pilates* e os seus praticantes (Robinson et al., 2011).

Assim, podemos dizer que executar os exercícios com elevado nível de concentração, controlando os movimentos e coordenando os mesmos com uma respiração profunda e consciente, mantendo o recrutamento dos músculos do “core”, com vista a realizar o movimento com o menor esforço possível, são aspetos cruciais do método. A qualidade de cada movimento é mais importante do que um grande número de repetições.

Tal como já foi referido, um dos pilares fundamentais do método de *Pilates* é a concentração (elevado grau de atenção e consciência de todo o corpo, aquando da execução de um movimento). No método de *Pilates* esta conexão mente-corpo é fundamental. Esta característica do método faz dele um grande aliado quando queremos promover a melhoria das funções cognitivas dos seus praticantes.

Nos últimos anos têm sido realizadas investigações sobre os efeitos que o método de *Pilates* tem nas funções cognitivas de pessoas com algumas doenças, nomeadamente Esclerose Múltipla (Abasiyanik, Ertekin, Kahraman, Yigit, & Özakbaş, 2020; Eldemir, Eldemir, Ozkul, Irkec, & Guclu-Gunduz, 2025; Marques, Trindade, Almeida, & Bento-Torres, 2020), mas também em jovens adultos sedentários (Kaya & Alpozgen, 2022), mulheres em pós-menopausa (García-Garro et al., 2020; da Silva et al., 2022) e mulheres vítimas de violência institucionalizadas (Öner & Karagün, 2022).

Segundo o estudo realizado por Abasiyanik et al. (2020), a velocidade de processamento cognitivo das pessoas com Esclerose Múltipla aumentou quase 7 pontos (pontuação SDMT - é considerado clinicamente significativo acima dos 4 pontos) após o treino de *Pilates* Clínico. Também no estudo

realizado por Eldemir et al. (2025) se verificou que o treino de *Pilates* online foi eficaz na melhoria das funções cognitivas e no desempenho da dupla-tarefa em pessoas com Esclerose Múltipla. García-Garro et al. (2020) verificaram que um programa de treino do método de *Pilates*, realizado numa população de mulheres em pós-menopausa, teve efeitos benéficos nas suas capacidades cognitivas, nomeadamente, na fluência verbal e na função cognitiva global.

Pode-se então afirmar que além de impactar positivamente a função motora dos seus praticantes, o método de *Pilates* apresenta um potencial de melhoria também nas funções cognitivas.

2.4 Treino Sensoriomotor

Nas últimas décadas, a literatura científica tem apresentado várias denominações para descrever protocolos de treino que visam o equilíbrio e o controlo postural em posição vertical, utilizando a instabilidade como estímulo para desafiar o sistema sensoriomotor. Entre estas denominações encontram-se os termos “Treino de Equilíbrio” e “Treino Propriocetivo”. Segundo Fernandes & Pezarat-Correia (2015), ambos os termos são imprecisos e podem ser enganadores. O “Treino de Equilíbrio” é demasiado abrangente, já que o equilíbrio é uma componente presente em praticamente todas as ações motoras. O “Treino Propriocetivo”, embora mais específico por apelar principalmente aos recetores propriocetivos e aos mecanismos de regulação a eles associados, é demasiado restritivo por duas razões, primeiramente, porque não considera informações de outros recetores, como os vestibulares e visuais, e porque se foca apenas na componente sensitiva do processo de treino, quando este visa sobretudo promover alterações na componente motora. Assim, os autores referem que “Treino Neuromuscular” e “Treino Sensoriomotor” são designações mais adequadas. No presente estudo, adotamos o termo Treino Sensoriomotor (TSM) para definir este tipo de intervenção.

Inicialmente, este treino foi utilizado para a prevenção e reabilitação funcional de lesões, mas gradualmente foi ganhando importância no Treino de Força, sendo aplicado a diferentes populações, incluindo adultos, jovens, crianças, idosos, atletas e pessoas com deficiência. Atualmente, o TSM destaca-se na melhoria da funcionalidade individual, nomeadamente na recuperação e prevenção de lesões, no aperfeiçoamento da performance motora e desportiva e no controlo postural em idosos, reduzindo o risco de quedas nesta faixa etária. As melhorias no controlo postural e na produção de força em resposta ao TSM têm sido principalmente estudadas em adultos jovens. No entanto, mesmo em idosos, que apresentam menor capacidade de modulação das respostas reflexas, o TSM demonstrou efeitos benéficos na mobilidade, na marcha, no equilíbrio e no controlo postural (Steadman, Donaldson & Kalra, 2003; Martinez-Amat et al., 2013).

Como já referido, o controlo postural em posição vertical refere-se à capacidade de o ser humano controlar a oscilação corporal mantendo o seu centro de gravidade (CG) dentro da base de suporte (BOS), de modo a preservar o equilíbrio e evitar quedas. Esta capacidade depende do equilíbrio adequado entre mobilidade e estabilidade articular, garantido pelo sistema neuromuscular e baseado na integração de múltiplas fontes de informação pelo sistema nervoso central (SNC). Este controlo pode ser reativo, através de mecanismos de "feedback" (resposta), ou antecipativo, através de mecanismos de "feedforward" (antecipação) quando as perturbações são previstas.

A informação sensorial que suporta o controlo postural provém principalmente de recetores proprioceptivos, cutâneos (especialmente os da planta dos pés), vestibulares e visuais. Entre essas, as informações proprioceptivas são cruciais para o controlo postural e regulação do equilíbrio, pois fornecem dados sobre a posição e aceleração dos segmentos corporais e sobre as variações de comprimento e tensão musculares. Entre os recetores proprioceptivos, os recetores musculares, como o Fuso Neuromuscular (FNM) e o Órgão Tendinoso de Golgi (OTG), são de particular importância, pois estão na origem dos mecanismos reflexos que respondem rapidamente a alterações inesperadas (Kistemaker, Van Soest, & Rozendaal, 2013). O FNM, sensível ao

alongamento muscular, é fundamental na regulação reflexa do equilíbrio e da postura, enquanto o OTG, sensível à tensão muscular, está associado ao reflexo miotático inverso, inibindo a ativação muscular e modulando rapidamente a tensão do músculo (Kistemaker et al., 2013)

O TSM visa melhorar a eficácia destes processos reflexos no controlo postural, otimizando as respostas neuromusculares adequadas entre músculos agonistas, antagonistas e estabilizadores.

Gollhofer (2008) descreveu as adaptações neuromusculares promovidas pelo TSM com base em investigações realizadas com exercícios em superfícies instáveis. Comparado com outros métodos de treino de força, o TSM demonstrou aumentar a taxa máxima de produção de força, o que resulta numa maior capacidade de gerar níveis elevados de força nos primeiros 100 ms após o início da ativação muscular. Esta rápida capacidade de produzir força é essencial em situações de desequilíbrio inesperado, permitindo ajustar rapidamente a rigidez muscular e garantir uma regulação postural mais eficaz.

No início do TSM, o controlo voluntário do movimento é predominante, requerendo grande envolvimento cortical e concentração dos praticantes. Com a evolução do treino, a aprendizagem das tarefas permite a programação de novos padrões de movimento e o seu controlo a níveis subcorticais, promovendo ajustamentos mais rápidos e a antecipação da ativação dos músculos estabilizadores profundos antes do movimento das extremidades.

2.4.1 Metodologia do Treino Sensoriomotor

Para desenvolver um plano de Treino Sensoriomotor (TSM), é necessário ter em conta várias componentes, nomeadamente o tipo de exercícios, a progressão dos mesmos e a organização da dinâmica da carga.

Relativamente ao tipo de exercícios, estes podem ser ajustados através da utilização de diferentes materiais. Além disso, ao organizar um treino deste tipo, é fundamental definir o tipo de apoio (bipodal/unipodal), o tipo de superfície de apoio (estável/instável, rígida/suave, com ou sem relevo) e os

canais sensoriais envolvidos no processo de regulação do equilíbrio (olhos abertos/olhos fechados). Por exemplo, podemos definir quatro variações para uma mesma tarefa e fazer uma progressão no exercício: estar em pé com os olhos abertos/olhos fechados numa superfície estável/instável. Assim, estar em pé numa superfície estável com os olhos abertos será o exercício menos desafiante para o sistema sensoriomotor, enquanto estar em pé numa superfície instável com os olhos fechados será o mais exigente. Esta progressão deve ser feita tendo em consideração as características dos participantes, como a população-alvo e o seu nível de execução (iniciado, intermédio ou avançado).

No que diz respeito à progressão dos exercícios, esta pode ser realizada aumentando a dificuldade, quer pela maior instabilidade, quer pela complexidade do exercício. A progressão pode ser organizada em quatro fases segundo Fernandes e Pezarat-Correia (2015):

- i. **Fase estática:** O objetivo nesta fase é desenvolver padrões adequados de ativação da musculatura profunda com função estabilizadora (musculatura do "core"), como os multífidos, o transverso, o pequeno oblíquo, o diafragma e o pavimento pélvico (músculos do períneo). Devem ser incluídos exercícios de equilíbrio estático ou quasi-estático, onde os ajustamentos à posição de equilíbrio são executados de forma lenta, estimulando os mecanorreceptores. A progressão deve ser feita de uma postura bipedal para uma postura unipedal, de olhos abertos para olhos fechados e de superfícies estáveis para superfícies instáveis. Após consolidar esta fase, com a automatização do controlo da musculatura postural, pode-se avançar para a fase seguinte.
- ii. **Fase dinâmica:** Nesta fase, são introduzidos exercícios com movimentos progressivamente mais amplos das extremidades inferiores e superiores, exigindo uma maior capacidade estabilizadora da musculatura central. Podem ser usados diversos acessórios de treino, como plataformas de instabilidade, bandas elásticas, BOSU, entre outros. No início, os

movimentos devem ser lentos e controlados, evoluindo gradualmente para movimentos mais rápidos e menos controlados.

- iii. **Fase funcional:** Aqui, os exercícios devem ser realizados em superfícies progressivamente mais instáveis e incluir padrões de movimento mais naturais, como caminhar, correr, saltar ou fazer agachamentos.
- iv. **Fase dinâmica funcional:** Esta fase é mais específica e indicada para sujeitos de nível avançado ou atletas. Os exercícios devem ser selecionados com base nas tarefas específicas da modalidade desportiva, replicando os padrões de movimento característicos dessa modalidade.

No que respeita à organização da dinâmica da carga, devem ser considerados fatores como o número de séries, repetições e a duração das pausas. O número de exercícios realizados semanalmente também é importante na organização do TSM.

Quanto à efetividade do TSM, diferentes estudos indicam que são necessárias entre duas a três sessões semanais, durante um mínimo de seis semanas, para se obterem resultados significativos. Uma sessão típica de TSM dura cerca de 60 minutos e inclui entre quatro a seis exercícios diferentes, cada um com aproximadamente quatro repetições, intercaladas por pausas de 40 segundos.

A qualidade da execução dos exercícios é fundamental no TSM, sendo essencial garantir uma postura correta. Um dos objetivos principais do TSM é criar e consolidar, ao nível dos mecanismos inconscientes de controlo do movimento, padrões de coordenação que ativem adequadamente os músculos profundos, garantindo a estabilização do eixo corporal.

As progressões no TSM só devem ocorrer quando o sujeito demonstrar um domínio suficiente dos processos de equilíbrio e de controlo da tarefa, permitindo-lhe avançar para exercícios mais desafiantes sem comprometer a postura. Para assegurar que os padrões de coordenação são devidamente consolidados, a supervisão e intervenção da pessoa responsável pela prescrição do treino são essenciais.

3 Objetivos

3.1 Geral

Avaliar o impacto de um programa de intervenção baseado no método *Pilates*, com uma componente de estimulação sensoriomotora, sobre a qualidade de vida (questionário - (SF-36 v2)), os parâmetros de controlo postural e a variabilidade da marcha em adultos praticantes do método.

3.2 Específicos

- i. Determinar as alterações nas dimensões da qualidade de vida avaliadas pelo questionário SF-36 v2.
- ii. Avaliar o impacto do programa de exercícios nos parâmetros do controlo postural.
- iii. Avaliar o impacto do programa de exercícios na variabilidade da marcha.

4 Metodologia

4.1 Tipo de Estudo

Este estudo é de natureza quasi-experimental com uma abordagem quantitativa. Foram realizadas duas avaliações, uma inicial e outra final, separadas pela intervenção experimental.

4.2 Amostra

A amostra foi constituída por 21 participantes, do sexo feminino e masculino, cujas características se apresentam no Tabela 1 (média \pm desvio-padrão). Estes sujeitos foram recrutados a partir de classes de *Pilates*, após conhecimento dos objetivos do estudo, através do termo de consentimento informado, livre e esclarecido (Apêndice 1). Dos 21 participantes elegíveis, apenas 17 concretizaram todas as etapas do estudo, tendo havido 4 “drop-outs” (Figura 1). Na fase de tratamento dos resultados, para possibilitar o tratamento estatístico dos dados de forma mais consistente, retirámos de forma aleatória um dos participantes do grupo experimental. Tendo assim ficado cada grupo com 8 elementos.

A amostra foi dividida em dois grupos, cujos participantes foram selecionados por conveniência, tendo em conta a classe em que estavam integrados. O grupo experimental, que foi sujeito à intervenção, e o grupo de controlo, ao qual não foi aplicada qualquer intervenção, mantendo a sua prática habitual de *Pilates*.

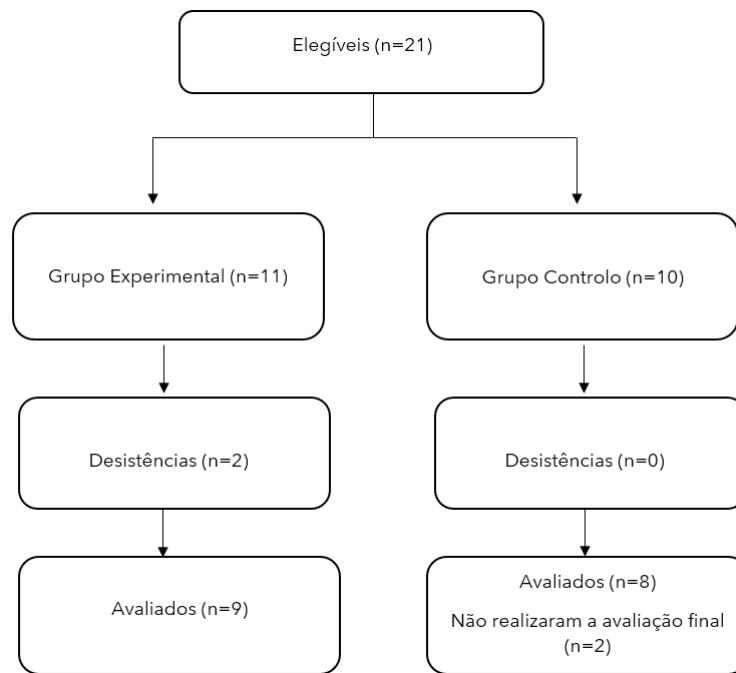


Figura 1 - Fluxograma da amostra

Tabela 1- Caracterização da amostra

Variável	GE (n=8) (Média ± DP)	GC (n=8) (Média ± DP)
Idade (anos)	52,4 ± 11,2	49,5 ± 11,8
Altura (cm)	168,3 ± 8,7	162,6 ± 6,4
"Peso" (Kg)	65,3 ± 11,8	62,8 ± 9,2

4.3 Critérios de Inclusão

- Prática regular de *Pilates* há mais de três anos.
- Capacidade de caminhar sem auxílio de dispositivos.

4.4 Critérios de Exclusão

- Incapacidade de realizar marcha sem auxílio.
- Doenças ou uso de medicação que interfiram com o equilíbrio.

4.5 Intervenção

O grupo experimental participou num programa de exercícios do método de *Pilates* com uma componente de treino sensoriomotor (Apêndice 4 e 5, respetivamente a grelha de exercícios e a calendarização da intervenção, com as respetivas progressões), enquanto o grupo de controlo manteve a sua prática regular do método de *Pilates*. A intervenção foi realizada ao longo de 12 semanas, com duas sessões semanais, com a duração de 50 minutos cada sessão.

4.6 Procedimentos e Recolha de Dados

Foram recolhidos dados em dois momentos: na avaliação inicial e na avaliação final, utilizando instrumentos como plataforma de força (Bertec 60-40, Columbus, USA) para avaliar o controlo postural e acelerómetro (Unidade de medição Inercial- IMU - Paulo Oliveira 2020 - IMU_PO; desenvolvido no âmbito do doutoramento em Motricidade Humana - Universidade de Évora) para a análise da marcha.

Após os participantes terem assinado o termo de consentimento informado (Apêndice 1), realizaram o teste para avaliar a qualidade de vida. O questionário SF-36 v2 (Apêndice 2) foi preenchido em dois momentos de avaliação: inicialmente, com 21 respostas, e na fase final, com 17 respostas. Estes testes foram sempre realizados antes das respetivas recolhas em cada um dos momentos.

O primeiro momento de recolha de dados decorreu nos dias 26 de fevereiro, 5 de março e 6 de março de 2021, contando com a participação de 21 indivíduos. A avaliação final foi realizada posteriormente, nos dias 18, 19 e 25 de junho do mesmo ano, mas apenas com 17 participantes, uma vez que houve duas desistências em cada grupo ao longo do estudo.

Para a avaliação do controlo postural, foi utilizada uma plataforma de força (Bertec 60-40, Columbus, USA), ligada a um computador e ao software Digital Acquire (Bertec, Columbus, USA). Os participantes, descalços,

posicionaram-se sobre a plataforma em postura ereta quasi-estática, alternando entre apoio bipedal e unipedal, com os braços ao longo do tronco de forma confortável. Durante os testes unipedais, foi colocada uma marca na parede ao nível dos olhos para garantir um ponto de referência visual, com exceção do teste realizado de olhos fechados, em que os participantes se mantiveram virados para os avaliadores. A ordem de execução dos testes foi determinada aleatoriamente para cada participante. Foram realizados quatro testes distintos: bipedal com olhos abertos (BOA) durante 180 segundos, bipedal com olhos fechados (BOF) durante 90 segundos, e unipedal com cada um dos pés (Ue - esquerdo; Ud - direito), de olhos abertos, durante 30 segundos.

A avaliação da marcha foi conduzida num percurso (200m) traçado com pinos dentro de um pavilhão desportivo. Para a recolha de dados, foi utilizado um acelerómetro (IMU-PO), colocado no bordo externo do maléolo esquerdo, bem como um metrónomo configurado num tablet, ligado a auscultadores e transportado numa mochila (Figura 2).

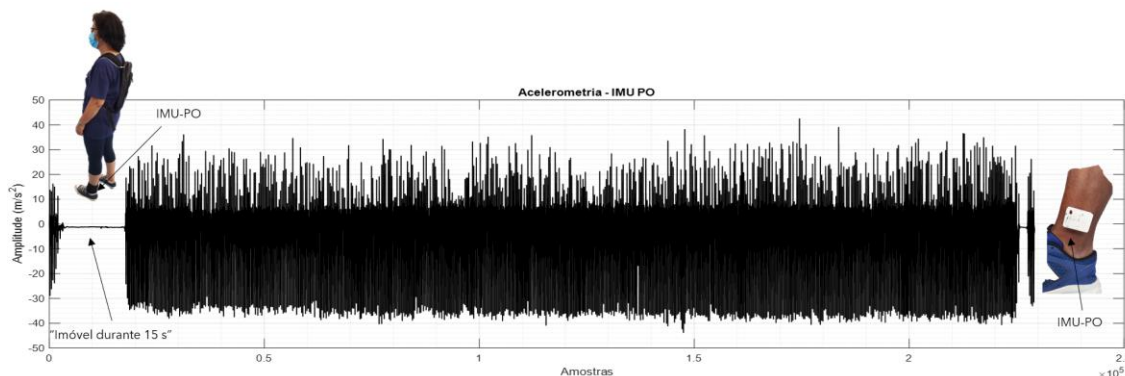


Figura 2 - Dados em bruto da acelerometria recolhida pelo IMU - PO

A análise dos dados foi realizada através da aplicação informática *MatLab*. Antes de iniciar a marcha, cada participante permaneceu imóvel durante 15 segundos para permitir a estabilização do acelerómetro.

O protocolo incluiu dois testes distintos. No primeiro, cada participante caminhou durante 12 minutos à sua cadência natural. No segundo, percorreu o mesmo tempo sincronizado com um metrônomo, cuja cadência natural foi calculada individualmente por dois avaliadores para determinar a cadência média a ser utilizada no metrônomo. Um deles contabilizou o número de passos dados ao 3º, 5º e 7º minuto, calculando a média, enquanto o outro mediu o tempo necessário para completar 20 passos (correspondentes a 10 ciclos) em cinco cronometragens distintas, aplicando posteriormente uma regra de três simples para determinar o número de passos por minuto. A cadência média obtida a partir destas medições foi então utilizada para ajustar o ritmo do metrônomo, garantindo que a marcha sincronizada refletisse o "self-pace" de cada participante.

4.7 Variáveis de Estudo

4.7.1 Variáveis Independentes

Os grupos (experimental e de controlo)

4.7.2 Variáveis Dependentes

Os parâmetros tradicionais utilizados para avaliar o controlo postural foram: a excursão total (ToTex) nas direções antero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), a amplitude de oscilação em ambas as direções e a área elíptica associada às oscilações (Area). Relativamente aos parâmetros não lineares do controlo postural, foram analisados a entropia amostral (SaEn), a entropia aproximada (ApEn), a correlação dimensionada (CoDim) e o coeficiente alfa (α_1) nas direções AP e ML.

Na análise da marcha, os parâmetros não lineares incluíram a entropia aproximada (ApEn), a entropia amostral (SaEn), a correlação dimensionada (CoDim) e o coeficiente alfa (α_1). Estes parâmetros foram avaliados tanto na

marcha natural (self-pace, SF) como na marcha condicionada, realizada ao ritmo de um metrónomo (ME).

Deste modo, foram combinadas medidas lineares e não lineares para uma avaliação abrangente do controlo postural e das variações na marcha sob diferentes condições experimentais.

4.7.3 Introdução de um constrangimento cinemático

Condicionar a marcha com constrangimentos cinemáticos, como o controlo fixo do tempo entre passadas, exige adaptações no controlo motor, resultando frequentemente numa redução da variabilidade e da flexibilidade. Embora estes ajustes possam melhorar o desempenho em contextos controlados, podem comprometer a adaptabilidade e a robustez da marcha em ambientes dinâmicos.

O sistema nervoso central (SNC) recorre a circuitos neuronais complexos, incluindo os geradores centrais de padrões (CPGs), para produzir padrões locomotores rítmicos. Quando são introduzidos constrangimentos externos, como o controlo do tempo entre passadas, o SNC necessita de adaptar a sua resposta motora para manter o movimento coordenado.

A investigação indica que a imposição de um intervalo fixo entre passadas pode alterar a variabilidade natural e a dinâmica fractal da marcha. Por exemplo, um estudo de West e Scafetta (2005) demonstrou que sincronizar a marcha com um metrónomo reduz as correlações de longo alcance inerentes às flutuações do intervalo entre passadas, conduzindo a um padrão de marcha mais regular e menos adaptável. Isto sugere que os constrangimentos temporais externos podem suprimir a variabilidade natural, considerada importante para a estabilidade e adaptabilidade da marcha. Além disso, a imposição de constrangimentos temporais pode afetar a flexibilidade das estratégias de controlo motor. Hausdorff et al. (1999) verificaram que caminhar sob restrições de tempo pode levar a uma diminuição da variabilidade entre passadas consecutivas, o que poderá refletir uma

estratégia de controlo motor mais rígida. Embora esta rigidez possa melhorar o desempenho em tarefas específicas que exijam precisão, pode também reduzir a capacidade do sistema de se adaptar a perturbações inesperadas, aumentando potencialmente o risco de instabilidade ou de quedas.

4.7.4 Entropia Amostral – Correlação Dimensionada – Dimensão Fractal

A entropia aproximada (ApEn) e a entropia amostral (SaEn) são algoritmos matemáticos concebidos para medir a repetibilidade/regularidade ou previsibilidade dentro de uma série temporal. Ambos os algoritmos são altamente sensíveis aos seus parâmetros de entrada: m (comprimento do segmento de dados a comparar), r (critério de similaridade) e N (comprimento total dos dados) (Yentes et al., 2013).

Valores mais elevados de ApEn indicam maior irregularidade, enquanto valores mais baixos sugerem um comportamento mais regular ou periódico (Harbourne & Stergiou, 2009). A entropia amostral (SaEn), por outro lado, demonstrou ser mais fiável para conjuntos de dados curtos. Comparativamente à ApEn, a SaEn revelou menor sensibilidade a variações no comprimento dos dados e apresentou maior consistência relativa (Yentes et al., 2013).

Uma das métricas fundamentais na análise fractal é a Correlação Dimensionada (CoDim), ou dimensão de correlação, que fornece informação sobre a complexidade e dimensionalidade de um conjunto de dados. No estudo do movimento humano, esta métrica tem-se revelado crucial, contribuindo para a compreensão da natureza multifacetada do movimento e para a quantificação da dimensão fractal. Aplicando a dimensão de correlação às séries temporais do intervalo de passada, é possível identificar padrões fractais subjacentes à marcha. Uma marcha saudável tende a apresentar uma dimensão fractal equilibrada, refletindo uma combinação entre regularidade e aleatoriedade. Alterações neste equilíbrio, traduzidas por valores CoDim

anómalos, podem ser indicativas de patologias ou disfunções na dinâmica da marcha (Stergiou, Harbourne, & Cavanaugh, 2006).

Compreender as interações complexas do movimento humano, particularmente as correlações temporais dentro do sistema motor, é essencial para aprofundar o conhecimento sobre o controlo neuromuscular. Neste contexto, a Análise de Flutuação Destendenciada (DFA ou coeficiente alfa 1 - α_1) tem-se afirmado como uma ferramenta poderosa para estudar estas correlações em sinais fisiológicos. A marcha saudável caracteriza-se por correlações de longo alcance nos intervalos das passadas. Quando estas correlações são perturbadas, resultando em intervalos de passada excessivamente aleatórios ou demasiado regulares, podem estar associadas a disfunções neuromusculares ou a patologias da marcha (Stergiou et al., 2006).

Deste modo, a análise de parâmetros como ApEn, SaEn, CoDim e α_1 permite obter uma avaliação detalhada da regularidade e complexidade do controlo postural e da marcha, contribuindo para a deteção precoce de alterações motoras e para o desenvolvimento de estratégias de intervenção mais eficazes.

4.8 Análise Estatística

A análise estatística foi conduzida em três etapas principais:

- 1) Teste de Normalidade (Shapiro-Wilk): Para verificar se as variáveis seguiam uma distribuição normal.
- 2) Comparações Intra-grupo (Pré vs. Pós):
 - (1) Teste t emparelhado para dados com distribuição normal.
 - (2) Teste de Wilcoxon para dados não paramétricos.
- 3) Comparações Inter-grupos (Experimental vs. Controlo):
 - (1) Teste t independente para dados paramétricos.
 - (2) Teste de Mann-Whitney para dados não paramétricos.

- 4) Análise de Covariância (ANCOVA): Para verificar diferenças significativas entre os grupos, ajustando os valores pós-intervenção pelos valores pré-intervenção.
- 5) Tamanho do efeito (Partial Eta Squared - η^2): Para quantificar a magnitude do efeito da intervenção.
- 6) Análise descritiva: Média e desvio padrão das variáveis nos dois momentos (pré e pós).

O nível de significância estatística foi estabelecido em $p < 0.05$.

5 Resultados (dados em bruto apresentados no Apêndice 3)

5.1 Qualidade de Vida (SF-36 v2)

Embora o objetivo principal do estudo não fosse a avaliação da qualidade de vida, o questionário SF-36 v2 foi utilizado como uma medida complementar.

Como se pode observar na Tabela 2, a análise estatística realizada (através do programa estatístico *IBM SPSS Statistics*, versão 24) às respostas ao Questionário do Estado de Saúde SF-36 v2, revelou não haver diferenças significativas entre os grupos experimental e de controlo, e que apenas se registou um tamanho de efeito grande ($\eta^2 = 0.205$) na dimensão estado de saúde geral (GH - general health).

Tabela 2 - Análise estatística das respostas ao Questionário do Estado de Saúde

	Antes da intervenção		Após a intervenção		Dif. Baseline (%)	P-value	η^2
	GE(x±y)	GC(x±y)	GE(x±y)	GC(x±y)			
PF ¹	81,7±13,0	88,1±11,6	66,9±4,9	67,9±7,6	6,0(-6,3 to 18,3)	0,316	0,067
RP ¹	77,8±24,4	89,8±14,9	93,8±9,4	97,7±4,7	21(-17,1 to 59,2)	0,258	0,084
BP ¹	57,4±18,7	66,3±21,5	77,7±17,2	82,7±13,7	5,9(-37,3 to 49)	0,776	0,006
GH ¹	58,9±14,3	67,8±10,0	71,2±10,1	70,8±10,6	20,6(-1,70 to 43)	0,068	0,205
VT ²	68,8±12,9	69,5±9,7	63,9±9,3	61,3±10,3	6,3(-13,9 to 26,5)	0,518	0,028
SF ²	63,9±21,1	81,3±23,1	87,5±14,0	85,9±15,6	31,24(-17,8 to 80,2)	0,194	0,110
RE ²	80,6±25,7	89,6±11,6	92,6±8,8	96,9±6,2	20,9(-26,0 to 67,9)	0,357	0,057
MH ²	75,0±15,8	81,9±5,3	66,7±9,4	71,0±10,4	7,0(-18,0 to 32,1)	0,559	0,023
PC	45,2±6,4	48,5±5,2	48,6±4,1	49,0±3,3	6,8(-4,2 to 17,8)	0,207	0,104
MC	49,7±8,0	53,4±2,1	51,3±4,4	52,1±4,6	7,5(-8,5 to 23,5)	0,335	0,062

LEGENDA: **PF** - Physical Function; **RP** - RoL_Physical Problems; **BP** - Body Pain; **GH** - General Health; **VT** - Vitality; **SF** - Social Function; **RE** - RoL_Emotional Problems; **MH** - Mental Health; **PC** - Physical Component Summary Scope; **MC** - Mental Component Summary Scope; ¹ - Dimensões da Componente Física; ² - Dimensões da Componente Mental.

5.2 Resultados da Marcha

A tabela 3 apresenta os resultados das variáveis não lineares relacionadas com a marcha em diferentes condições.

Tabela 3 – Resultado da marcha em duas condições distintas: cadência natural (sp) e utilização de um constrangimento cinemático (metrónomo, me).

	a1_pré (média±dp)	a1_pós (média±dp)	SaEn_pré (média±dp)	SaEn_pós (média±dp)	ApEn_pré (média±dp)	ApEn_pós (média±dp)	CoD_pré (média±dp)	CoD_pós (média±dp)
sp								
Experimen	0,726 ± 0,074	0,732 ± 0,068	0,053 ± 0,081	0,032 ± 0,025	0,528 ± 0,146	0,446 ± 0,141	2,675 ± 0,137	2,683 ± 0,090
Controlo	0,808 ± 0,080	0,830 ± 0,113	0,021 ± 0,019	0,054 ± 0,015	0,509 ± 0,137	0,580 ± 0,148	2,696 ± 0,110	2,617 ± 0,106
me								
Experimen	0,568 ± 0,081	0,661 ± 0,095	0,062 ± 0,081	0,038 ± 0,036	0,488 ± 0,272	0,548 ± 0,157	2,658 ± 0,118	2,637 ± 0,093
Controlo	0,631 ± 0,111	0,828 ± 0,099	0,016 ± 0,024	0,051 ± 0,032	0,417 ± 0,290	0,561 ± 0,123	2,656 ± 0,213	2,563 ± 0,158

Dimensão Fractal (a1); Entropia Amostral (SaEn); Entropia Aproximada (ApEn); Correlação Dimensionada (CoDim)

O estudo comparou dois grupos - Experimental e Controlo - antes (_pré) e depois (_pós) de uma intervenção. Os valores na tabela são apresentados como média ± desvio padrão (dp) para cada condição.

Os valores estatísticos detalhados de todas as análises realizadas podem ser consultados no Apêndice 3.

5.2.1 Teste de Normalidade

O teste de Shapiro-Wilk revelou que algumas variáveis não seguiam uma distribuição normal, justificando o uso de testes estatísticos não paramétricos para essas variáveis. Esta análise preliminar foi fundamental para garantir a adequação dos testes estatísticos aplicados.

5.2.2 Análise Intra-grupo (Pré vs. Pós)

Nota prévia - Como o controlo do tempo entre passadas é um fator externo que impõe uma restrição, o sistema nervoso central (SNC) necessita de ajustar a sua resposta motora para preservar a coordenação do movimento. Por esse motivo, apresentaremos apenas os dados da marcha realizada com o ritmo controlado pelo metrónomo, de modo a avaliar o impacto da intervenção nos grupos em estudo.

5.2.2.1 Entropia Amostral (SaEn)

- **Grupo Controle:** Observou-se um aumento significativo na SaEn após a intervenção ($p = 0.01563$), indicando uma maior variabilidade e complexidade na marcha.
- **Grupo Experimental:** Os valores de SaEn mantiveram-se relativamente estáveis, sem alterações estatisticamente significativas, sugerindo um efeito estabilizador do metrônomo.

5.2.2.2 Correlação Dimensionada (CoDim)

- **Grupo Controle:** Houve uma redução significativa na CoDim ($p = 0.01086$), refletindo uma menor interdependência entre os segmentos corporais durante a marcha.
- **Grupo Experimental:** Não foram observadas diferenças significativas entre o Pré e o Pós-intervenção.

5.2.2.3 Dimensão Fractal (a_1)

- **Grupo Controle:** Aumentou significativamente após a intervenção ($p = 0.0391$), sugerindo um ligeiro aumento na complexidade da dinâmica da marcha.
- **Grupo Experimental:** O aumento foi ainda mais pronunciado ($p = 0.0012$), indicando uma maior capacidade adaptativa do sistema locomotor.

5.2.2.4 Entropia Aproximada (ApEn)

- **Grupo Controle:** Registrou-se um aumento significativo na ApEn ($p = 0.0156$), refletindo uma maior irregularidade nos padrões de marcha.
- **Grupo Experimental:** Os valores permaneceram estáveis, sem diferenças significativas entre o Pré e o Pós-intervenção.

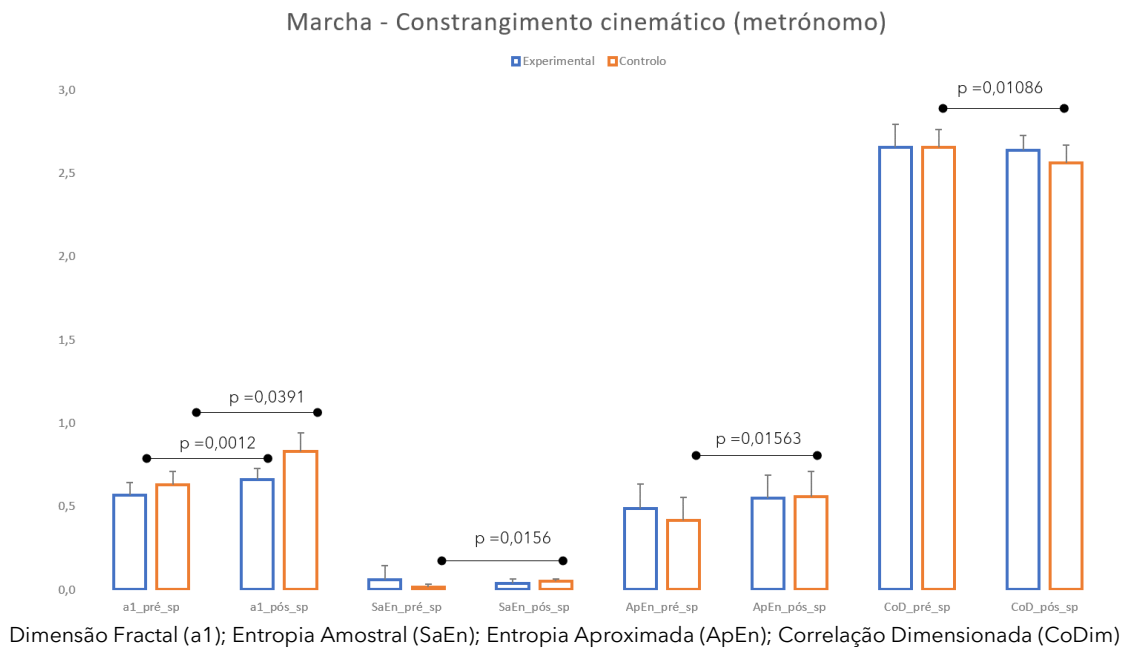


Figura 3 - Efeitos do constrangimento cinemático (metrónimo) aplicado sobre diferentes variáveis não lineares da marcha nos grupos Experimental e Controlo, antes (*pré*) e depois (*pós*) da intervenção.

5.2.3 Análise Inter-grupos

Ao comparar os grupos Experimental e Controlo após a intervenção, verificaram-se diferenças estatisticamente significativas em algumas variáveis:

- **SaEn (Pós):** Diferença significativa entre os grupos ($p = 0.01476$), indicando respostas distintas à intervenção.
- **Dimensão Fractal (a1):** Diferença significativa ($p = 0.0047$), sugerindo que o metrónimo teve um impacto mais estabilizador no grupo Experimental.
- **CoDim:** Não foram observadas diferenças significativas entre os grupos no Pós-intervenção ($p = 0.20418$).

Tabela 4 - Resultados da ANCOVA para as variáveis analisadas

Variável	F	p-value	ϵ^2
a1	8,69	0,011*	0,319
SaEn	0,97	0,335	0,062
ApEn	1,42	0,248	0,089
CoDim	2,18	0,152	0,127

*p - < 0.05, estatisticamente significativo; Dimensão Fractal (a1); Entropia Amostral (SaEn); Entropia Aproximada (ApEn); Correlação Dimensionada (CoDim); η^2 - Partial Eta Squared

Apenas a Dimensão Fractal (a1) apresentou diferença estatisticamente significativa entre os grupos após a intervenção. De acordo com Cohen (1988), variável Dimensão Fractal (a1) teve um efeito grande (0.319), indicando um impacto significativo da intervenção.

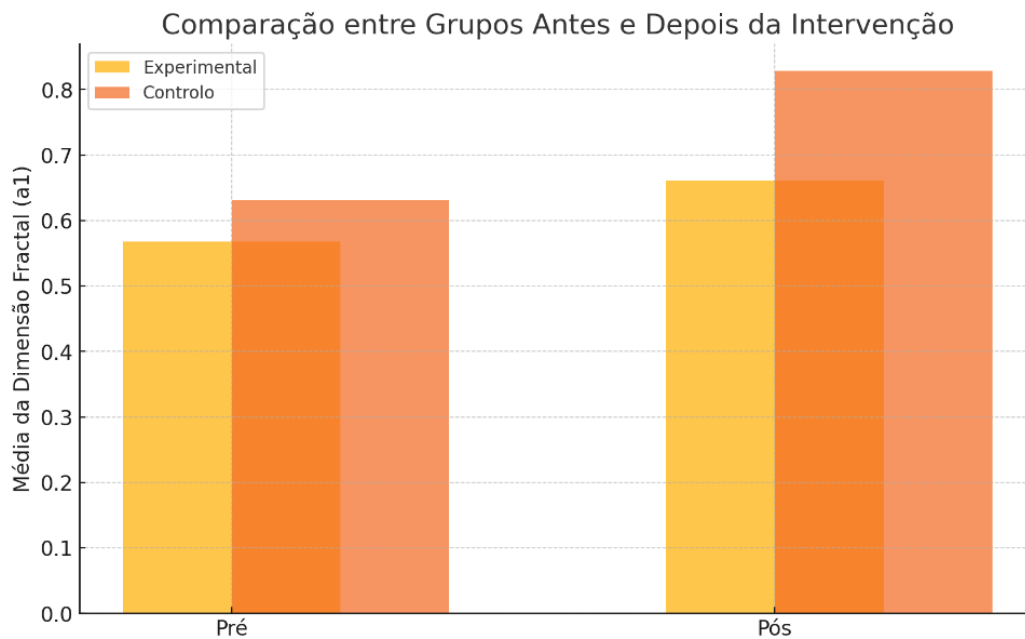


Figura 4 - Comparação das Médias da Dimensão Fractal (a1) Antes e Depois da Intervenção

5.3 Resultados do Controlo Postural

A Tabela 5 apresenta os valores médios e desvios padrão de diferentes variáveis biomecânicas analisadas antes (pré) e depois (pós) da intervenção, comparando um grupo experimental e um grupo de controlo.

Tabela 5- Resumo de análise descritiva de variáveis com diferenças significativas

Grupo	TOTEX_AP_OA_pré		TOTEX_AP_OA_pós		TOTEX_UD_pré		TOTEX_UD_pós	
Experimental	134,138	± 31,802	124,606	± 34,891	205,973	± 65,076	173,982	± 38,939
Controlo	103,137	± 17,881	115,189	± 27,812	148,418	± 38,798	126,631	± 24,772
Grupo	Amp_ML_UE_pré		Amp_ML_UE_pós		TOTEX_AP_UD_pré		TOTEX_AP_UD_pós	
Experimental	6,060	± 2,795	5,063	± 1,681	129,351	± 46,241	106,802	± 26,488
Controlo	3,755	± 1,243	4,038	± 1,553	94,991	± 28,278	73,326	± 14,294
Grupo	SaEn_AP_UD_pré		SaEn_AP_UD_pós		aML_OA_pré		aML_OA_pós	
Experimental	0,359	± 0,096	0,317	± 0,082	1,016	± 0,175	0,956	± 0,154
Controlo	0,254	± 0,079	0,212	± 0,055	1,079	± 0,095	1,135	± 0,109

Excursão total (TOTEX); Dimensão Fractal (a); Entropia Amostral (SaEn); Amplitude (Amp); AP - Direção antero-posterior; ML - Direção Médio-lateral; OA - Olhos Abertos; Antes da intervenção (pré); Após intervenção (pós); UD-Unipodal Direito; UE-Unipodal esquerdo

Os valores estatísticos detalhados de todas as análises realizadas podem ser consultados no Apêndice 3.

5.3.1 Teste de Normalidade

O teste de Shapiro-Wilk revelou que algumas variáveis apresentavam distribuição normal, enquanto outras não. Esta heterogeneidade justificou o uso combinado de testes paramétricos e não paramétricos.

5.3.2 Análise Intra-grupo (Pré vs. Pós)

Grupo Experimental

Foram observadas alterações significativas em várias variáveis após a intervenção:

- **ToTex_UD_pós (p = 0.012):** Redução da excursão total, indicando maior estabilidade postural.
- **SaEn_AP_UD_pós (p = 0.009):** Aumento da entropia amostral, sugerindo um controlo postural mais adaptativo e complexo.

Grupo Controlo

Algumas variáveis também apresentaram alterações, possivelmente devido a fatores externos ou à variabilidade natural:

- **ToTex _AP_OA_pré (p = 0.031):** Diferença significativa antes da intervenção.
- **Amp_ML_UE_pré (p = 0.050):** Variação na amplitude de oscilação, indicando maior desafio postural.

5.3.3 Análise Inter-grupos

A ANCOVA revelou que apenas duas variáveis apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos Experimental e Controlo após a intervenção.

Tabela 6 - Resultados da aplicação da ANCOVA

Variável	Experimental (média ± dp)	Controlo (média ± dp)	p-valor	η^2
TOTEX_AP_UD_pós	106,8 ± 26,49	73,33 ± 14,29	0,039 *	0,174
aML_OA_pós	0,96 ± 0,15	1,13 ± 0,11	0,024 *	0,236

*p - < 0.05, estatisticamente significativo); Excursão total (TOTEX); Dimensão Fractal (a);

AP - Direção ântero-posterior; OA - Olhos Abertos; Após intervenção (pós); UD-Unipodal Direito;

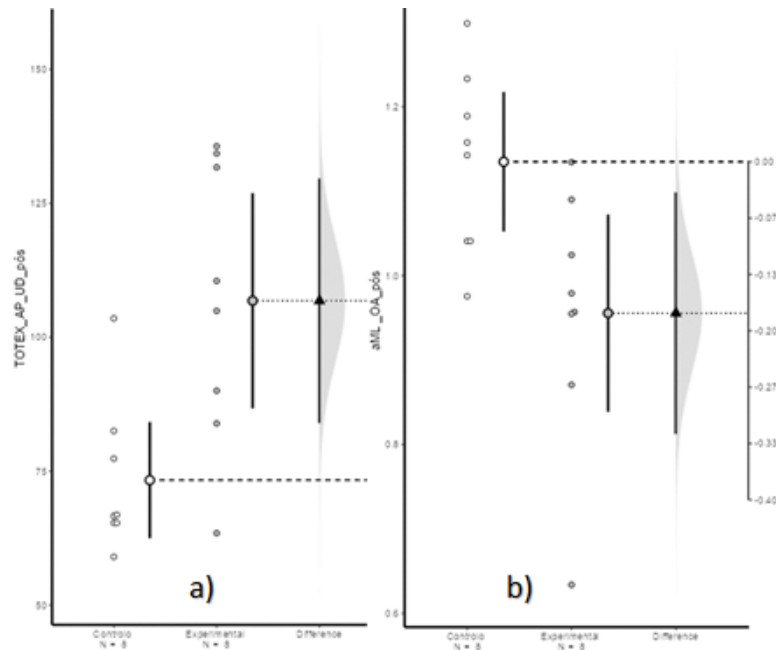


Figura 5 - Representação gráfica da análise inter-grupos realizada com aplicação da ANCOVA.

5.3.4 Interpretação dos Resultados

Para a variável ToTex_AP_UD_pós (Excursão Total na Direção Ântero-posterior em Unipedal Direito) o grupo Experimental apresentou maior excursão total em comparação com o grupo Controlo. O p-valor (0.039) indica uma diferença estatisticamente significativa. O tamanho do efeito ($\eta^2 = 0.174$) sugere uma magnitude moderada da diferença. Para a variável aML_OA_pós (Dimensão Fractal Médio-Lateral em Bípede Olhos Abertos), o grupo Experimental apresentou um valor menor de aML_OA_pós em comparação com o grupo Controlo. O p-valor (0.024) confirma que a diferença é estatisticamente significativa e o tamanho do efeito ($\eta^2 = 0.236$) indica um efeito moderado a forte.

A Figura 5 a) mostra que o grupo Experimental apresentou uma excursão total maior na direção ântero-posterior durante a postura unipedal direita.

A Figura 5 b) ilustra a diferença na Dimensão Fractal Médio-Lateral em bípede com olhos abertos, onde o grupo Experimental teve valores significativamente menores do que o grupo Controlo.

6 Discussão

O objetivo deste estudo foi avaliar o impacto de um programa de intervenção baseado no método de *Pilates*, com uma componente de estimulação sensoriomotora, na qualidade de vida (avaliada através do questionário SF-36 v2), nos parâmetros de controlo postural e na variabilidade da marcha de adultos praticantes do método. A qualidade de vida é uma medida abrangente que reflete o bem-estar físico, mental e social de um indivíduo. A avaliação do controlo postural e da marcha é crucial para compreender como as intervenções físicas podem influenciar a mobilidade e a estabilidade, especialmente em populações suscetíveis, como os idosos.

6.1 Qualidade de Vida

Embora o grupo experimental tenha apresentado algumas melhorias na qualidade de vida, estas não foram estatisticamente significativas em relação ao grupo de controlo. A tabela 2 apresenta os valores que demonstram a inexistência de diferenças significativas nas diversas dimensões. Esta ausência de melhorias significativas na qualidade de vida, conforme avaliado pelo questionário SF-36 v2, levanta questões sobre o impacto do treino sensoriomotor em parâmetros subjetivos de bem-estar. Uma possível explicação para este resultado reside no facto de os participantes já serem praticantes regulares do método de *Pilates*, o que pode ter reduzido o potencial de melhoria em indicadores de qualidade de vida. Assim, pode admitir-se que a inclusão de exercícios mais orientados para a componente sensoriomotora não altera significativamente o modo e a qualidade de vida dos praticantes do método de *Pilates*.

Além disso, a curta duração do estudo (12 semanas) pode não ter sido suficiente para produzir mudanças perceptíveis nas várias dimensões da qualidade de vida. Este é um aspeto importante a ser considerado em futuros estudos, uma vez que intervenções de maior duração e com maior intensidade podem ser necessárias para gerar mudanças significativas.

6.2 Marcha

Os resultados deste estudo fornecem uma análise aprofundada sobre os efeitos da intervenção com metrónomo na complexidade da marcha, evidenciando diferenças entre os grupos Experimental e Controlo. Verificou-se que a intervenção aplicada ao grupo Experimental teve um impacto significativo na Dimensão Fractal (a_1), ao passo que as restantes variáveis não apresentaram diferenças estatisticamente relevantes entre os grupos após a intervenção. Estes resultados sugerem que a Dimensão Fractal pode ser uma métrica sensível para avaliar as mudanças na complexidade da marcha resultantes de uma intervenção específica.

A complexidade da marcha é um elemento essencial na biomecânica do movimento humano, refletindo a capacidade do sistema locomotor de se adaptar a diferentes condições ambientais e desafios motores. Uma marcha saudável apresenta uma estrutura fractal robusta, caracterizada por um equilíbrio entre regularidade e variabilidade (Lipsitz, 2002). No entanto, diversas condições clínicas, como o envelhecimento (Manor et al., 2016), a doença de Parkinson (Hausdorff, 2009) e o acidente vascular cerebral (Roerdin, Lamoth, Kwakkel, van Wieringen, & Beek, 2007), reduzem essa complexidade, resultando numa marcha mais previsível e menos adaptável.

No grupo Controlo, observou-se um aumento significativo da Entropia Amostral (SaEn) e da Dimensão Fractal (a_1), sugerindo que, na ausência de um ritmo externo imposto, o sistema motor tende a adotar estratégias de controlo mais variáveis e complexas. Esta alteração no tipo de variabilidade apresentada, maior regularidade, pode refletir uma adaptação natural às exigências da tarefa, promovendo maior flexibilidade e capacidade de resposta a perturbações externas. A redução da Correlação Dimensionada (CoDim) indica uma menor dependência entre os segmentos corporais, o que pode representar uma estratégia de otimização da coordenação motora em condições de marcha livre.

Por outro lado, o grupo Experimental, sujeito ao metrónomo, apresentou um padrão de marcha mais regular e previsível, ou seja, outro tipo de

variabilidade em métricas como a SaEn e a ApEn. Este efeito estabilizador é consistente com a função do metrônomo enquanto constrangimento cinemático, impondo um ritmo constante e reduzindo a liberdade do sistema motor para explorar diferentes padrões de movimento. Tal intervenção pode ser particularmente relevante em contextos de reabilitação, visando padrões de marcha mais consistentes, como em indivíduos com disfunções neurológicas ou dificuldades de coordenação motora.

A Dimensão Fractal (a_1) é amplamente utilizada para quantificar a complexidade de séries temporais, como oscilações da marcha. Estudos sugerem que um aumento na Dimensão Fractal pode estar associado a um melhor controlo motor e maior adaptabilidade da marcha (Duarte & Sternad, 2008). Sistemas biológicos saudáveis equilibram ordem e variabilidade, permitindo ajustes eficientes a perturbações externas (Vaillancourt & Newell, 2002). O aumento significativo da Dimensão Fractal (a_1) no grupo Experimental sugere que a intervenção influenciou a estrutura fractal da marcha, tornando-a mais dinâmica e adaptativa. Estudos indicam que uma maior complexidade fractal está associada a um melhor funcionamento dos mecanismos de controlo motor e maior eficiência na locomoção, reduzindo o risco de quedas e melhorando a performance locomotora geral (Costa, Goldberger, & Peng, 2005).

Intervenções que promovem a complexidade da marcha são particularmente úteis para populações vulneráveis, como idosos e pacientes com doenças neuromotoras. A redução da complexidade da marcha é um preditor de quedas em idosos, pois compromete a capacidade do sistema locomotor de reagir a desafios inesperados (Hausdorff et al., 2001). Assim, estratégias que aumentam a Dimensão Fractal (a_1) podem ser benéficas para prevenir quedas e melhorar a mobilidade funcional.

Estudos recentes destacam a importância do treino de variabilidade motora para fomentar padrões de marcha mais dinâmicos e adaptativos. Intervenções que incluem exposição a perturbações externas, treino em superfícies instáveis e manipulação da variabilidade do ritmo de marcha demonstraram melhorar a adaptação locomotora e a complexidade fractal

(Stergiou, 2016). Os resultados deste estudo corroboram essa ideia, sugerindo que a intervenção aplicada pode ter estimulado mecanismos neuromusculares que aumentaram a complexidade da marcha no grupo Experimental.

Ainda que a Dimensão Fractal (a_1) tenha apresentado um efeito significativo, as restantes variáveis não evidenciaram diferenças estatisticamente relevantes entre os grupos. Este fenómeno pode dever-se à sensibilidade das métricas não lineares, à duração da intervenção, à variabilidade interindividual e ao tamanho da amostra. Estudos indicam que a entropia é mais sensível a mudanças no controlo neuromotor de curto prazo, enquanto a Dimensão Fractal reflete padrões globais da locomoção (Yentes et al., 2013). Além disso, intervenções mais longas podem ser necessárias para que as mudanças nas medidas de entropia sejam significativas (Marmelat & Meidinger, 2019).

Os resultados deste estudo estão alinhados com investigações anteriores que demonstram a relação entre aumentos na complexidade fractal da marcha e melhorias no controlo motor. Costa et al. (2005) observaram que indivíduos mais jovens apresentam maior complexidade fractal da marcha em comparação com idosos, sugerindo que a perda dessa complexidade está associada ao envelhecimento. Stergiou et al. (2006) indicaram que intervenções que estimulam a variabilidade da marcha podem levar a aumentos na Dimensão Fractal, melhorando a estabilidade e a eficiência locomotora. A variabilidade da marcha é uma característica adaptativa do sistema locomotor, fundamental para a flexibilidade e resposta a diferentes condições. O uso do metrónomo pode modular esta variabilidade, promovendo regularidade quando necessário. No entanto, a redução excessiva da variabilidade pode comprometer a capacidade de adaptação a desafios motores, sendo importante encontrar um equilíbrio adequado em intervenções futuras.

6.3 Controlo Postural

Os resultados desta análise indicam que a intervenção teve um impacto significativo no controlo postural, particularmente na excursão total ântero-posterior em postura unipedal direita (TOTEX_AP_UD_pós) e na dimensão fractal médio-lateral em postura bípede olhos abertos (aML_OA_pós). Estes resultados permitem contextualizar os efeitos observados e explorar as suas implicações na prática clínica e desportiva.

O aumento da excursão total na direção ântero-posterior para o grupo Experimental pode refletir uma maior capacidade de adaptação postural e de exploração do espaço (Paillard, 2012). Esta alteração pode estar relacionada com um melhor recrutamento dos músculos estabilizadores e uma melhoria no feedback sensorial e motor, como sugerido em estudos sobre treino postural (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Estes resultados sugerem que intervenções específicas podem melhorar o controlo postural, principalmente em condições desafiadoras como a posição unipodal. A redução da dimensão fractal pode indicar uma transição para um padrão de oscilação mais eficiente, o que pode ser benéfico para indivíduos com instabilidade postural.

A redução da dimensão fractal na oscilação médio-lateral sugere que o grupo Experimental desenvolveu um controlo postural mais regular e menos caótico. Estudos anteriores mostram que uma redução da complexidade pode indicar um comportamento mais eficiente do sistema postural, reduzindo a necessidade de ajustes excessivos (Stergiou et al., 2006).

A excursão total do centro de pressão (CoP) reflete a amplitude do deslocamento postural. No presente estudo, verificou-se que o grupo Experimental apresentou um aumento significativo da excursão ântero-posterior em postura unipedal direita após a intervenção, sugerindo uma estratégia de controlo postural mais dinâmica e exploratória. Estudos sugerem que esta maior oscilação pode ser interpretada como um sistema menos eficiente na regulação postural (Massion, 1992; Winter, 2009) ou, pelo contrário, como um aumento da flexibilidade do controlo postural, permitindo maior adaptação ao equilíbrio (Duarte & Zatsiorsky, 2002). Atletas e indivíduos

treinados frequentemente demonstram padrões semelhantes, associados a um controlo mais ativo da estabilidade (Paillard & Noé, 2015).

A posição unipedal desafia o sistema de equilíbrio ao reduzir a base de suporte e exigir ajustes constantes (Palmieri et al., 2002). A maior excursão observada no grupo Experimental pode indicar uma resposta adaptativa ao treino, possivelmente associada a uma maior ativação dos sistemas proprioceptivo e vestibular (Horak, 2006). Também pode refletir um aumento da confiança no controlo postural, dado que indivíduos com melhor equilíbrio toleram maiores oscilações sem perda de estabilidade (Van Emmerik & Van Wegen, 2002).

A dimensão fractal (a_1) quantifica a complexidade da oscilação postural e reflete a interação entre diferentes sistemas de controlo do equilíbrio (Delignières, Torre, & Lemoine, 2008). No presente estudo, observou-se uma redução significativa da a_1 médio-lateral em postura bípede olhos abertos no grupo Experimental após a intervenção. Este resultado sugere um padrão de oscilação mais regular e previsível (Manor et al., 2010), o que pode resultar de um aumento da rigidez postural ou de uma melhoria na eficiência do controlo postural (Stergiou et al., 2006; Vaillancourt et al., 2002). A redução da Dimensão Fractal pode estar associada a um refinamento do controlo motor, promovendo um equilíbrio mais automático e menos dependente de correções frequentes (Seigle et al., 2009). Tal pode ser benéfico em populações que necessitam de estratégias de estabilização mais robustas, como idosos ou indivíduos com disfunções neuromusculares (Borg & Laxaback, 2010).

A análise do controlo postural indicou que não houve diferenças significativas nos parâmetros de equilíbrio estático entre os grupos. Esta ausência de alterações pode estar relacionada com a natureza do treino do método de *Pilates*, que enfatiza a coordenação dinâmica mais do que a manutenção prolongada de posturas estáticas. O controlo dinâmico exige respostas neuromusculares complexas e rápidas, enquanto o equilíbrio estático depende mais de fatores biomecânicos.

6.3.1 Efeito do TSM na qualidade de vida, na marcha e no controle postural

O programa do método de *Pilates* com treino sensoriomotor demonstrou impacto positivo na complexidade da marcha sem comprometer a regularidade das passadas, o que pode ser vantajoso na prevenção de quedas. No entanto, o seu efeito no controle postural estático e na qualidade de vida foi limitado, sugerindo que intervenções centradas no movimento dinâmico podem ser mais eficazes para populações fisicamente ativas.

A entropia da marcha continua a ser uma medida relevante para avaliar a capacidade adaptativa do sistema locomotor. O aumento da complexidade da marcha no grupo Experimental indica que o treino sensoriomotor pode fortalecer a resiliência neuromuscular face a perturbações externas. Contudo, a estabilidade nos valores de entropia sugere que a intervenção não comprometeu a previsibilidade da marcha, evitando padrões excessivamente irregulares que poderiam prejudicar a estabilidade.

Estes resultados têm implicações importantes para o desenvolvimento de programas de treino focados na melhoria da mobilidade e na prevenção de quedas, especialmente em idosos.

Por fim, este estudo levanta questões sobre o papel do treino sensoriomotor em diferentes aspetos da função locomotora. Embora tenha melhorado a complexidade adaptativa da marcha, os seus efeitos no controle postural estático e na qualidade de vida foram limitados. Sugere-se que este tipo de treino pode ser mais eficaz em tarefas dinâmicas que exigem ajustamentos constantes a estímulos externos.

7 Conclusão

O estudo identificou diferenças significativas na complexidade da marcha entre indivíduos expostos e não expostos à intervenção com metrônomo, reforçando a relevância da Dimensão Fractal como indicador sensível das alterações na complexidade da marcha induzidas por intervenções externas. O aumento significativo desta métrica no grupo Experimental sugere melhorias na capacidade adaptativa e no controlo motor da marcha.

Embora variáveis como Entropia Amostral, Entropia Aproximada e Correlação Dimensionada não tenham apresentado diferenças significativas, esta ausência pode dever-se a fatores metodológicos e à duração da intervenção. No entanto, os efeitos positivos no controlo postural são evidentes, particularmente no grupo Experimental, onde se observaram padrões mais regulares e previsíveis na marcha após a intervenção.

Os principais resultados incluem:

- Alteração no tipo de variabilidade da marcha no grupo Experimental promovendo um padrão locomotor mais estável e coordenado.
- Aumento da complexidade e variabilidade da marcha no grupo Controlo, sugerindo maior capacidade adaptativa.
- Diferenças significativas no pós-intervenção entre os grupos, indicando que a presença de constrangimentos externos influencia o controlo motor.
- Melhoria da estabilidade postural, refletida na redução da excursão total e da amplitude de oscilação no grupo Experimental.
- Aumento da flexibilidade do controlo postural e da eficiência na manutenção do equilíbrio.

Os resultados deste estudo têm implicações significativas para a reabilitação e o treino motor, sugerindo que intervenções direcionadas podem melhorar substancialmente o controlo postural e a estabilidade da marcha. A intervenção com metrónomo revelou-se uma ferramenta eficaz para modular o controlo motor, favorecendo padrões de marcha mais regulares e eficientes. Estas conclusões são particularmente relevantes para o desenvolvimento de programas de treino e reabilitação do equilíbrio, permitindo a adaptação das intervenções às necessidades específicas de diferentes populações.

8 Recomendações para trabalhos futuros

Este estudo permitiu compreender melhor os mecanismos de controlo motor da marcha e as suas implicações para intervenções clínicas e desportivas. Os resultados reforçam a importância da Dimensão Fractal na avaliação da complexidade da marcha e destacam o impacto do uso do metrónomo na modulação do padrão locomotor.

Os resultados sugerem que após a intervenção a introdução de um constrangimento cinemático (metrónomo) pode promover melhorias no controlo postural e na adaptação motora, proporcionando maior regularidade nos padrões de marcha. Contudo, a investigação futura deve abordar questões pendentes para aprofundar o conhecimento nesta área.

A investigações futuras devem:

- a) Avaliar a manutenção das alterações observadas após o término da intervenção, com medições de follow-up;
- b) Explorar o efeito de diferentes frequências de metrónomo e a sua influência na adaptação motora;
- c) Investigar a relação entre a variabilidade da marcha e o desempenho funcional em populações clínicas e desportivas;
- d) Analisar os efeitos da intervenção em indivíduos com défices neurológicos, como aqueles com AVC ou doença de Parkinson;

- e) Estudar o impacto da combinação de diferentes tipos de feedback sensorial (visual, auditivo e tátil) na modulação da marcha;
- f) Comparar diferentes intensidades e durações da intervenção para avaliar se há uma dose-resposta mais eficaz;
- g) Implementar análises não lineares adicionais, como o expoente de Lyapunov, para obter uma visão mais ampla das mudanças no controle motor da marcha;
- h) Implicações para a Reabilitação e Treino Motor.

Os resultados destacam a necessidade de intervenções personalizadas para diferentes populações. O aumento da excursão postural no grupo Experimental sugere que programas que desafiam a estabilidade podem melhorar a capacidade de ajuste postural. Por outro lado, a redução da complexidade da oscilação pode indicar um padrão mais eficiente de controle motor, particularmente relevante para indivíduos com instabilidade postural ou doenças neuromusculares (Haddad et al., 2006).

Adicionalmente, os resultados reforçam a necessidade de considerar a especificidade dos treinos. Diferentes tipos de intervenção podem induzir alterações distintas nos padrões de oscilação, e a sua interpretação deve ir além de uma análise quantitativa (Donker et al., 2007).

9 Limitações do Estudo

Apesar das contribuições, algumas limitações devem ser consideradas:

- a) **Tamanho da amostra:** Um número reduzido de participantes pode limitar a generalização dos resultados. Estudos futuros devem incluir amostras maiores para aumentar a robustez das análises estatísticas.
- b) **Duração da intervenção:** O tempo de treino pode influenciar a magnitude das mudanças observadas. Investigações futuras devem explorar a duração ideal para otimizar os benefícios.
- c) **Análise a longo prazo:** Para avaliar os efeitos da intervenção, a longo prazo será necessário um follow-up para verificar a sustentabilidade das melhorias.
- d) **Falta de medições adicionais:** A ausência de dados como eletromiografia impede uma compreensão detalhada dos mecanismos neuromusculares subjacentes às alterações posturais. Futuros estudos poderiam integrar estas medições para uma análise mais completa.

A variabilidade da marcha é uma característica adaptativa do sistema locomotor, essencial para a flexibilidade e a resposta a diferentes condições. O uso do metrônomo pode ser uma ferramenta eficaz para modular esta variabilidade, promovendo maior regularidade quando necessário. No entanto, uma redução excessiva da variabilidade pode comprometer a capacidade de adaptação em contextos desportivos ou situações que exigem ajustes rápidos. A investigação futura deve continuar a explorar a sustentabilidade dos efeitos da intervenção a longo prazo e identificar a melhor dose de treino para otimizar os resultados na estabilidade postural e prevenção de quedas. Este estudo fornece informações relevantes para o desenvolvimento de estratégias de reabilitação e treino motor. Contudo, as limitações metodológicas, como o tamanho reduzido da amostra e a curta duração da intervenção, indicam a necessidade de estudos complementares para validar os resultados e explorar o impacto do treino sensoriomotor em diferentes populações.

10 Referências Bibliográficas

Abasıyanık, Z., Ertekin, Ö., Kahraman, T., Yigit, P., & Özakbaş, S. (2020). The effects of Clinical Pilates training on walking, balance, fall risk, respiratory, and cognitive functions in persons with multiple sclerosis: A randomized controlled trial. *Explore (New York, N.Y.)*, 16(1), 12-20. <https://doi.org/10.1016/j.explore.2019.07.010>

Almeida, S. T., Soldera, C. L., Carli, G. A., Gomes, I., & Resende, T. (2012). Analysis of extrinsic and intrinsic factors that predispose elderly individuals to fall. *Revista da Associação Médica Brasileira* (1992), 58(4), 427-433.

Araújo, D. S. M. S. de, & Araújo, C. G. S. de. (2000). Aptidão física, saúde e qualidade de vida relacionada à saúde em adultos. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 6(5), 194-203. <https://doi.org/10.1590/S1517-86922000000500005>

Barker, A. L., Bird, M. L., & Talevski, J. (2015). Effect of pilates exercise for improving balance in older adults: a systematic review with meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 96(4), 715-723. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.11.021>

Borg, F. G., & Laxaback, G. (2010). Entropy of balance-related time series: Effects of age and gender. *Gait & Posture*, 31(4), 539-542

Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental brain research*, 95(2), 308-318. <https://doi.org/10.1007/BF00229788>

Costa, M., Goldberger, A. L., & Peng, C. K. (2005). Multiscale entropy analysis of biological signals. *Physical review. E, Statistical, nonlinear, and soft matter physics*, 71(2 Pt 1), 021906. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.71.021906>

Cruz-Ferreira, A., Fernandes, J., Kuo, Y. L., Bernardo, L. M., Fernandes, O., Laranjo, L., & Silva, A. (2013). Does pilates-based exercise improve postural alignment in adult women?. *Women & health*, 53(6), 597-611. <https://doi.org/10.1080/03630242.2013.817505>

Cruz-Ferreira, A., Fernandes, J., Gomes, D., Bernardo, L. M., Kirkcaldy, B. D., Barbosa, T. M., & Silva, A. (2011). Effects of Pilates-based exercise on life satisfaction, physical self-concept and health status in adult women. *Women & health*, 51(3), 240-255. <https://doi.org/10.1080/03630242.2011.563417>

Cruz-Ferreira, A., Fernandes, J., Laranjo, L., Bernardo, L. M., & Silva, A. (2011). A systematic review of the effects of pilates method of exercise in healthy people. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 92(12), 2071-2081. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.06.018>

da Silva, D. J. F., Torres, J. L., Ericeira, L. P., Jardim, N. Y. V., da Costa, V. O., Carvalho, J. P. R., Corrêa, P. G. R., Bento-Torres, J., Picanço-Diniz, C. W., & Bento-Torres, N. V. O. (2022). Pilates and Cognitive Stimulation in Dual Task an Intervention Protocol to Improve Functional Abilities and Minimize the Rate of Age-Related Cognitive Decline in Postmenopausal Women. *International journal of environmental research and public health*, 19(20), 13333. <https://doi.org/10.3390/ijerph192013333>

Delignières, D., Torre, K., & Lemoine, L. (2008). Fractal models for event-based and dynamical timers. *Acta psychologica*, 127(2), 382-397. <https://doi.org/10.1016/j.actpsy.2007.07.007>

Donker, S. F., Roerdink, M., Greven, A. J., & Beek, P. J. (2007). Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental Brain Research*, 181(1), 1-11. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0905-4>

Duarte, M. (2000). Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática. (Tese de doutoramento). Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, Brasil.

Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (2002). Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Experimental brain research*, 146(1), 60-69. <https://doi.org/10.1007/s00221-002-1154-1>

Duarte, M., & Sternad, D. (2008). Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. *Experimental brain research*, 191(3), 265-276. <https://doi.org/10.1007/s00221-008-1521-7>

Duarte, M., & Freitas, S. M. (2010). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista brasileira de fisioterapia (Sao Carlos (Sao Paulo, Brazil))*, 14(3), 183-192.

Ducharme, S. W. & van Emmerik, R. E. A. (2020). The interplay between physical activity and aging in locomotor fractal behaviour. *Chaos, Solitons & Fractals: X*, 5(100045), 1-6. <https://doi.org/10.1016/j.csf.2020.100045>

Dusing, S. C. (2016). Postural variability and sensorimotor development in infancy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 58, 17-21. <https://doi.org/10.1111/dmcn.13045>

Eldemir, K., Eldemir, S., Ozkul, C., Irkeç, C., & Guclu-Gunduz, A. (2025). The effects of online pilates training on cognitive functions and dual task performance in people with multiple sclerosis: A randomized controlled study. *Multiple sclerosis and related disorders*, 97, 106393. Advance online publication. <https://doi.org/10.1016/j.msard.2025.106393>

Fernandes, O., & Pezarat-Correia, P. (2015). Treino Sensoriomotor. In P. Mil-Homens, P. Pezarat-Correia & G. Vilhena de Mendonça (Eds), *Treino da Força: Princípios Biológicos e Métodos de Treino*. Volume 1 (pp. 213-225). Cruz-Quebrada: Faculdade de Motricidade Humana.

Fernandes, V., Ribeiro, D., Fernandes, L., & de Menezes, R. (2018). Postural changes versus balance control and falls in community-living older adults: a systematic review. *Fisioterapia em Movimento*, 31, 1 - 15. <http://dx.doi.org/10.1590/1980-5918.031.AO25>

Freitas SMSF, Duarte M. Métodos de Análise do Controle Postural. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo. 2006. Disponível em <http://demotu.org/pubs/Estabilografia.pdf> Acessado em 18 de maio de 2008.

García-Garro, P. A., Hita-Contreras, F., Martínez-Amat, A., Achalandabaso-Ochoa, A., Jiménez-García, J. D., Cruz-Díaz, D., & Aibar-Almazán, A. (2020). Effectiveness of A Pilates Training Program on Cognitive and Functional Abilities in Postmenopausal Women. *International journal of environmental research and public health*, 17(10), 3580. <https://doi.org/10.3390/ijerph17103580>

Gollhofer, A. (2008). Proprioceptive Training: Considerations for Strength and Power Productions. In P. Komi (Ed.), *Neuromuscular Aspects of Sport Performance*, Volume XVII (pp. 331-343). Oxford, UK: Wiley-Blackwell.

Hall, G., Laddu, D. R., Phillips, S. A., Lavie, C. J., & Arena, R. (2020). A tale of two pandemics: How will COVID-19 and global trends in physical inactivity and sedentary behavior affect one another?. *Progress in cardiovascular diseases*, S0033-0620(20)30077-3. Advance online publication. <https://doi.org/10.1016/j.pcad.2020.04.005>

Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Physical therapy*, 89(3), 267-282. <https://doi.org/10.2522/ptj.20080130>

Hausdorff, J. M., Zeman, L., Peng, C., & Goldberger, A. L. (1999). Maturation of gait dynamics: stride-to-stride variability and its temporal organization in children. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *86*(3), 1040-1047. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.3.1040>

Hausdorff, J. M., Nelson, M. E., Kaliton, D., Layne, J. E., Bernstein, M. J., Nuernberger, A., & Singh, M. A. (2001). Etiology and modification of gait instability in older adults: a randomized controlled trial of exercise. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *90*(6), 2117-2129. <https://doi.org/10.1152/jappl.2001.90.6.2117>

Hausdorff J. M. (2009). Gait dynamics in Parkinson's disease: common and distinct behavior among stride length, gait variability, and fractal-like scaling. *Chaos (Woodbury, N.Y.)*, *19*(2), 026113. <https://doi.org/10.1063/1.3147408>

Horak F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and ageing*, *35* Suppl 2, ii7-ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>

Johansson, J., Nordström, A., Gustafson, Y., Westling, G., & Nordström, P. (2017). Increased postural sway during quiet stance as a risk factor for prospective falls in community-dwelling elderly individuals. *Age and ageing*, *46*(6), 964-970. <https://doi.org/10.1093/ageing/afx083>

Kaya, B. K., & Alpozgen, A. Z. (2022). Comparing the Cognitive Functioning Effects of Aerobic and Pilates Exercises for Inactive Young Adults: A Randomized Controlled Trial. *Perceptual and motor skills*, *129*(1), 134-152. <https://doi.org/10.1177/00315125211051178>

Kistemaker, D. A., Van Soest, A. J., Wong, J. D., Kurtzer, I., & Gribble, P. L. (2013). Control of position and movement is simplified by combined muscle spindle and Golgi tendon organ feedback. *Journal of neurophysiology*, *109*(4), 1126-1139. <https://doi.org/10.1152/jn.00751.2012>

Kleiner, A. F. R., Schlittler, D. X. D. C., & Sánchez-Arias, M. D. R. (2011). O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural. *Revista Neurociências*, *19*(2), 349-357. <https://doi.org/10.34024/rnc.2011.v19.8382>

Kohl, H. W., 3rd, Craig, C. L., Lambert, E. V., Inoue, S., Alkandari, J. R., Leetongin, G., Kahlmeier, S., & Lancet Physical Activity Series Working Group (2012). The pandemic of physical inactivity: global action for public health. *Lancet* (London, England), 380(9838), 294-305. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)60898-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)60898-8)

Lange, C., Unnithan, V. B., Larkam, E., & Latta, P. M. (2000). Maximizing the benefits of Pilates-inspired exercise for learning functional motor skills. *Journal of bodywork and Movement Therapies*, 4(2), 99-108. <https://doi.org/10.1054/jbmt.1999.0161>

Latey, P. 2001. The Pilates method: history and philosophy. *J of Bodywork and Movement Therapy* 5:275-82. <https://doi.org/10.1054/jbmt.2001.0237>

Lipsitz L. A. (2002). Dynamics of stability: the physiologic basis of functional health and frailty. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 57(3), B115-B125. <https://doi.org/10.1093/gerona/57.3.b115>

Manor B, Costa MD, Hu K, Newton E, Starobinets O, Kang HG, Peng CK, Novak V, Lipsitz LA. Physiological complexity and system adaptability: evidence from postural control dynamics of older adults. *J Appl Physiol* (1985). 2010 Dec;109(6):1786-91. doi: 10.1152/jappphysiol.00390.2010.

Marques, K. A. P., Trindade, C. B. B., Almeida, M. C. V., & Bento-Torres, N. V. O. (2020). Pilates for rehabilitation in patients with multiple sclerosis: A systematic review of effects on cognition, health-related physical fitness, general symptoms and quality of life. *Journal of bodywork and movement therapies*, 24(2), 26-36. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2020.01.008>

Marmelat, V., & Meidinger, R. L. (2019). Fractal analysis of gait in people with Parkinson's disease: three minutes is not enough. *Gait & posture*, 70, 229-234. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.02.023>

Massion J. (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in neurobiology*, 38(1), 35-56. [https://doi.org/10.1016/0301-0082\(92\)90034-c](https://doi.org/10.1016/0301-0082(92)90034-c)

Nascimento, M. (2019). Fall in older adults: considerations on balance regulation, postural strategies, and physical exercise. *Geriatrics, Gerontology and Aging*, 13(2):103-110. <https://doi.org/10.5327/Z2447-21152019180006>

Öner Suata, C., & Karagün, E. (2022). Effect of Pilates exercise on cognitive distortion, stress coping and psychological endurance of women victim of

violence. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 62(2), 280-287.
<https://doi.org/10.23736/S0022-4707.21.12080-8>

Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36(1), 162-176.
<https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.05.009>

Paillard, T., & Noé, F. (2015). Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *BioMed research international*, 2015, 891390. <https://doi.org/10.1155/2015/891390>

Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G., & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 43(9), 956-966. <https://doi.org/10.1109/10.532130>

Prieto, T.E., Myklebust, J.B., Myklebust, B.M. (1993). Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: a review. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1 (1), 26-34. <https://doi.org/10.1109/86.242405>

Pua, Y. H., Ong, P. H., Clark, R. A., Matcher, D. B., & Lim, E. C. (2017). Falls efficacy, postural balance, and risk for falls in older adults with falls-related emergency department visits: prospective cohort study. *BMC geriatrics*, 17(1), 291. <https://doi.org/10.1186/s12877-017-0682-2>

Rhea, C. K., Kiefer, A. W., Wittstein, M. W., Leonard, K. B., MacPherson, R. P., Wright, W. G., & Haran, F. J. (2014). Fractal Gait Patterns Are Retained after Entrainment to a Fractal Stimulus. *PLoS ONE*, 9(9), e106755. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0106755>

Robinson, L., Bradshaw, L., & Gardner, N. (2011). *The Pilates Bible*. Londres: Kyle Books

Roerdink, M., Lamothe, C. J., Kwakkel, G., van Wieringen, P. C., & Beek, P. J. (2007). Gait coordination after stroke: benefits of acoustically paced treadmill walking. *Physical therapy*, 87(8), 1009-1022.
<https://doi.org/10.2522/ptj.20050394>

Sherrington, C., Whitney, J. C., Lord, S. R., Herbert, R. D., Cumming, R. G., & Close, J. C. (2008). Effective exercise for the prevention of falls: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*, 56(12), 2234-2243. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2008.02014.x>

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2017). Motor control: Translating research into clinical practice. Lippincott Williams & Wilkins.

Stergiou, N., Harbourne, R., & Cavanaugh, J. (2006). Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of neurologic physical therapy: JNPT*, 30(3), 120-129. <https://doi.org/10.1097/01.npt.0000281949.48193.d9>

Stergiou, N. (2016). Nonlinear Analysis for Human Movement Variability. In *Nonlinear Analysis for Human Movement Variability*. <https://doi.org/10.1201/9781315370651>

Studenski, S. (2005). Gait, mobility, and function: a review and proposed classification scheme. In J. M. Hausdorff, & N. B. Alexander (Ed.). *Gait Disorders - Evaluation and Management* (Sec. I, Chap 1, pp. 1-17). New York: Taylor and Francis Group.

Vaillancourt, D. E., & Newell, K. M. (2002). Changing complexity in human behavior and physiology through aging and disease. *Neurobiology of aging*, 23(1), 1-11. [https://doi.org/10.1016/s0197-4580\(01\)00247-0](https://doi.org/10.1016/s0197-4580(01)00247-0)

van Emmerik, R. E., & van Wegen, E. E. (2002). On the functional aspects of variability in postural control. *Exercise and sport sciences reviews*, 30(4), 177-183. <https://doi.org/10.1097/00003677-200210000-00007>

West, B. J., & Scafetta, N. (2005). A multifractal dynamical model of human gait. In *Fractals in biology and medicine* (pp. 131-140). Basel: Birkhäuser Basel. https://doi.org/10.1007/3-7643-7412-8_12

Winter, D. A. (2009). Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons.

Yentes, J. M., Hunt, N., Schmid, K. K., Kaipust, J. P., McGrath, D., & Stergiou, N. (2013). The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets. *Annals of biomedical engineering*, 41(2), 349-365. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0668-3>

Yentes, J. M., Denton, W., McCamley, J., Raffalt, P. C., & Schmid, K. K. (2018). Effect of parameter selection on entropy calculation for long walking trials. *Gait & posture*, 60, 128-134. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.023>

Zhou, J., Manor, B., Liu, D., Hu, K., Zhang, J., & Fang, J. (2013). The complexity of standing postural control in older adults: a modified detrended fluctuation analysis based upon the empirical mode decomposition algorithm. *PloS one*, 8(5), e62585. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0062585>

11 Apêndices

11.1 Consentimento Informado Livre e Esclarecido



UNIVERSIDADE DE ÉVORA

CONSENTIMENTO INFORMADO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto:

Efeitos de um programa com base no método de *Pilates* no controlo da marcha e no controlo postural

Pessoa responsável pelo projeto:

Marta Sofia Batista Figueira

Instituição de Acolhimento:

Universidade de Évora

Este documento, designado **Consentimento Informado, Livre e Esclarecido**, contém informação importante em relação ao estudo para o qual foi abordado/a, bem como o que esperar se decidir participar no mesmo. Leia atentamente toda a informação aqui contida. Deve sentir-se inteiramente livre para colocar qualquer questão, assim como para discutir com terceiros (amigos, familiares) a decisão da sua participação neste estudo.

Informação geral
Qual a duração esperada da minha participação?
A sua participação está prevista em alguns momentos, por um período de 5 meses
Quais os procedimentos do estudo em que vou participar?
A amostra é informada acerca dos objetivos e o participante tem de responder a um questionário, percorrer um percurso pré-estabelecido, sem inclinações ou obstáculos, durante 10 minutos primeiro na sua cadência natural, depois realizando marcha sincronizada com o metrónomo (estímulo auditivo) e ainda uma terceira vez introduzindo uma escala fractal (indicador de complexidade). Terá ainda de permanecer sobre uma plataforma de força em posição estática bipedal, com os olhos

abertos (3 minutos) e com os olhos fechados (1 minutos e meio) e em posição estática unipedal com os olhos abertos (entre 30 segundos e 1 minuto).
A minha participação é voluntária?
A sua participação é voluntária e pode recusar-se a participar. Caso decida participar neste estudo é importante ter conhecimento que pode desistir a qualquer momento, sem qualquer tipo de consequência para si. No caso de decidir abandonar o estudo, a sua relação com a Universidade de Évora não será afetada. Se for o caso, o seu estatuto enquanto estudante ou funcionário da UE será mantido e não sofrerá nenhuma consequência da sua não-participação ou desistência.
Quais os possíveis benefícios da minha participação?
Auxiliar a compreensão acerca dos efeitos que um treino de estimulação do sistema sensoriomotor tem na variabilidade da marcha, nos parâmetros do controlo postural, na melhoria da mobilidade humana e na qualidade de vida
Quais os possíveis riscos da minha participação?
A medição das oscilações em posição estática bipedal de olhos fechados e em posição estática unipedal com os olhos abertos poderá criar pequenos desequilíbrios.
Quem assume a responsabilidade, no caso de um evento negativo?
No caso de um evento negativo a responsabilidade será sua.
Há cobertura por uma companhia de seguros?
Não existe cobertura por nenhuma companhia de seguros.
Como é assegurada a confidencialidade dos dados?
Todos os dados recolhidos neste estudo serão totalmente confidenciais, arquivados em papel e em formato eletrónico, sendo atribuído a cada participante um número de código com o intuito de proteger a respetiva privacidade. Assim, mesmo que os resultados do estudo venham a ser publicados, a identidade de cada participante permanecerá confidencial.
Como irão os resultados do estudo ser divulgados e com que finalidades?
Os resultados do estudo serão divulgados em forma de Dissertação de Mestrado e, eventualmente, artigos científicos, isto é, finalidade académica e de investigação.
Em caso de dúvidas quem devo contactar?
Para qualquer questão relacionada com a sua participação neste estudo, por favor, contactar: Marta Figueira, 963110260

Assinatura do Consentimento Informado, Livre e Esclarecido

Li (ou alguém leu para mim) o presente documento e estou consciente do que esperar quanto à minha participação no estudo Efeitos de um programa com base no método de *Pilates* no controlo da marcha e no controlo postural. Tive a oportunidade de colocar todas as questões e as respostas esclareceram todas as minhas dúvidas. Assim, aceito voluntariamente participar neste estudo. Foi-me dada uma cópia deste documento.

Nome do participante

Assinatura do participante

Data

Nome do representante legal do participante
(se aplicável)

Grau de parentesco com o participante

Investigador/Equipa de Investigação

Os aspetos mais importantes deste estudo foram explicados ao participante ou ao seu representante, antes de solicitar a sua assinatura. Uma cópia deste documento ser-lhe-á fornecida.

Nome da pessoa que obtém o consentimento

**Assinatura da pessoa que
obtém o consentimento**

Data

QUESTIONÁRIO DE ESTADO DE SAÚDE (SF-36v2)

INSTRUÇÕES: As questões que se seguem pedem-lhe opinião sobre a sua saúde, a forma como se sente e sobre a sua capacidade de desempenhar as actividades habituais.

Pedimos que leia com atenção cada pergunta e que responda o mais honestamente possível. Se não tiver a certeza sobre a resposta a dar, dê-nos a que achar mais apropriada e, se quiser, escreva um comentário a seguir à pergunta.

Para as perguntas 1 e 2, por favor coloque um círculo no número que melhor descreve a sua saúde.

1. Em geral, diria que a sua saúde é:

Ótima	Muito boa	Boa	Razoável	Fraca
1	2	3	4	5

2. Comparando com o que acontecia há um ano, como descreve o seu estado geral actual:

Muito melhor	Com algumas melhoras	Aproximadamente igual	Um pouco pior	Muito pior
1	2	3	4	5

3 As perguntas que se seguem são sobre actividades que executa no seu dia-a-dia. Será que a sua saúde o/a limita nestas actividades? Se sim, quanto?

(Por favor assinale com um círculo um número em cada linha)

	Sim, muito limitado/a	Sim, um pouco limitado/a	Não, nada limitado/a
a. Actividades violentas , tais como correr, levantar pesos, participar em desportos extenuantes	1	2	3
b. Actividades moderadas , tais como deslocar uma mesa ou aspirar a casa	1	2	3
c. Levantar ou pegar nas compras de mercearia	1	2	3
d. Subir vários lanços de escada	1	2	3
e. Subir um lanço de escadas	1	2	3
f. Inclinar-se, ajoelhar-se ou baixar-se	1	2	3
g. Andar mais de 1 Km	1	2	3
h. Andar várias centenas de metros	1	2	3
i. Andar uma centena de metros	1	2	3
j. Tomar banho ou vestir-se sozinho/a.....	1	2	3

4. Durante as últimas 4 semanas teve, no seu trabalho ou actividades diárias, algum dos problemas apresentados a seguir como consequência do seu estado de saúde físico?

Quanto tempo, nas últimas quatro semanas...	Sempre	A maior parte do tempo	Algum tempo	Pouco tempo	Nunca
a. Diminuiu o tempo gasto a trabalhar ou noutras actividades.....	1	2	3	4	5
b. Fez menos do que queria?	1	2	3	4	5
c. Sentiu-se limitado/a no tipo de trabalho ou outras actividades.....	1	2	3	4	5
d. Teve dificuldade em executar o seu trabalho ou outras actividades (por exemplo, foi preciso mais esforço).....	1	2	3	4	5

5. Durante as últimas 4 semanas, teve com o seu trabalho ou com as suas actividades diárias, algum dos problemas apresentados a seguir devido a quaisquer problemas emocionais (tal como sentir-se deprimido/a ou ansioso/a)?

Quanto tempo, nas últimas quatro semanas...	Sempre	A maior parte do tempo	Algum tempo	Pouco tempo	Nunca
a. Diminuiu o tempo gasto a trabalhar ou noutras actividades.....	1	2	3	4	5
b. Fez menos do que queria?	1	2	3	4	5
c. Executou o seu trabalho ou outras actividades menos cuidadosamente do que era costume .	1	2	3	4	5

Para cada uma das perguntas 6, 7 e 8, por favor ponha um círculo no número que melhor descreve a sua saúde.

6. Durante as últimas 4 semanas, em que medida é que a sua saúde física ou problemas emocionais interferiram no seu relacionamento social normal com a família, amigos, vizinhos ou outras pessoas?

Absolutamente nada	Pouco	Moderadamente	Bastante	Imenso
1	2	3	4	5

7. Durante as últimas 4 semanas teve dores?

Nenhumas	Muito fracas	Ligeiras	Moderadas	Fortes	Muito fortes
1	2	3	4	5	6

8. Durante as últimas 4 semanas, de que forma é que a dor interferiu com o seu trabalho normal (tanto o trabalho fora de casa como o trabalho doméstico)?

Absolutamente nada	Pouco	Moderadamente	Bastante	Imenso
1	2	3	4	5

9. As perguntas que se seguem pretendem avaliar a forma como se sentiu e como lhe correram as coisas nas últimas quatro semanas.

Para cada pergunta, coloque por favor um círculo à volta do número que melhor descreve a forma como se sentiu.

Certifique-se que coloca um círculo em cada linha.

Quanto tempo, nas últimas quatro semanas...	Sempre	A maior parte do tempo	Algum tempo	Pouco tempo	Nunca
a. Se sentiu cheio/a de vitalidade?	1	2	3	4	5
b. Se sentiu muito nervoso/a?	1	2	3	4	5
c. Se sentiu tão deprimido/a que nada o/a animava?	1	2	3	4	5
d. Se sentiu calmo/a e tranquilo/a?	1	2	3	4	5
e. Se sentiu com muita energia?	1	2	3	4	5
f. Se sentiu deprimido/a?	1	2	3	4	5
g. Se sentiu estafado/a?	1	2	3	4	5
h. Se sentiu feliz?	1	2	3	4	5
i. Se sentiu cansado/a?	1	2	3	4	5

10. Durante as últimas quatro semanas, até que ponto é que a sua saúde física ou problemas emocionais limitaram a sua actividade social (tal como visitar amigos ou familiares próximos)?

Sempre	A maior parte do tempo	Algum tempo	Pouco tempo	Nunca
1	2	3	4	5

11. Por favor, diga em que medida são verdadeiras ou falsas as seguintes afirmações. Ponha um círculo para cada linha.

	Absolutamente verdade	Verdade	Não sei	Falso	Absolutamente falso
a. Parece que adoeço mais facilmente do que os outros	1	2	3	4	5
b. Sou tão saudável como qualquer outra pessoa	1	2	3	4	5
c. Estou convencido/a que a minha saúde vai piorar	1	2	3	4	5
d. A minha saúde é óptima	1	2	3	4	5

MUITO OBRIGADO

11.3 Resultados estatísticos

Normality Test (Shapiro-Wilk)

Variáveis	W	p	Condição	Variáveis	W	p	Condição
TOTEX_OA_pré	0,966	0,777	Normal	EnAp_AP_OF_pré	0,919	0,163	Normal
TOTEX_OA_pós	0,918	0,155	Normal	EnAp_AP_OF_pós	0,863	0,021	nNormal
TOTEX_AP_OA_pré	0,985	0,989	Normal	EnAp_ML_OF_pré	0,918	0,154	Normal
TOTEX_AP_OA_pós	0,927	0,218	Normal	EnAp_ML_OF_pós	0,957	0,615	Normal
TOTEX_ML_OA_pré	0,931	0,257	Normal	SaEn_AP_OF_pré	0,899	0,077	Normal
TOTEX_ML_OA_pós	0,973	0,882	Normal	SaEn_AP_OF_pós	0,945	0,416	Normal
Amp_ML_OA_pré	0,976	0,928	Normal	SaEn_ML_OF_pré	0,919	0,161	Normal
Amp_ML_OA_pós	0,678	<,001	Normal	SaEn_ML_OF_pós	0,988	0,997	Normal
Amp_AP_OA_pré	0,908	0,108	Normal	CoDim_AP_OF_pré	0,951	0,507	Normal
Amp_AP_OA_pós	0,533	<,001	Normal	CoDim_AP_OF_pós	0,932	0,259	Normal
AREA_CE_OA_pré	0,924	0,193	Normal	CoDim_ML_OF_pré	0,983	0,983	Normal
AREA_CE_OA_pós	0,579	<,001	Normal	CoDim_ML_OF_pós	0,955	0,580	Normal
AREA_CE2_OA_pré	0,83	0,007	nNormal	aAP_OF_pré	0,873	0,030	nNormal
AREA_CE2_OA_pós	0,55	<,001	Normal	aAP_OF_pós	0,978	0,943	Normal
TOTEX_OF_pré	0,942	0,374	Normal	aML_OF_pré	0,964	0,735	Normal
TOTEX_OF_pós	0,941	0,360	Normal	aML_OF_pós	0,89	0,055	Normal
TOTEX_AP_OF_pré	0,932	0,267	Normal	EnAp_AP_UE_pré	0,887	0,050	nNormal
TOTEX_AP_OF_pós	0,947	0,442	Normal	EnAp_AP_UE_pós	0,933	0,267	Normal
TOTEX_ML_OF_pré	0,923	0,190	Normal	EnAp_ML_UE_pré	0,9	0,082	Normal
TOTEX_ML_OF_pós	0,974	0,899	Normal	EnAp_ML_UE_pós	0,963	0,707	Normal
Amp_ML_OF_pré	0,97	0,842	Normal	SaEn_AP_UE_pré	0,923	0,187	Normal
Amp_ML_OF_pós	0,94	0,344	Normal	SaEn_AP_UE_pós	0,928	0,227	Normal
Amp_AP_OF_pré	0,867	0,025	nNormal	SaEn_ML_UE_pré	0,949	0,466	Normal
Amp_AP_OF_pós	0,727	<,001	Normal	SaEn_ML_UE_pós	0,966	0,779	Normal
AREA_CE_OF_pré	0,955	0,573	Normal	CoDim_AP_UE_pré	0,947	0,444	Normal
AREA_CE_OF_pós	0,883	0,043	nNormal	CoDim_AP_UE_pós	0,905	0,096	Normal
AREA_CE2_OF_pré	0,776	0,001	nNormal	CoDim_ML_UE_pré	0,839	0,010	nNormal
AREA_CE2_OF_pós	0,836	0,009	nNormal	CoDim_ML_UE_pós	0,955	0,568	Normal
TOTEX_UE_pré	0,922	0,181	Normal	aAP_UE_pré	0,949	0,468	Normal
TOTEX_UE_pós	0,96	0,666	Normal	aAP_UE_pós	0,912	0,126	Normal
TOTEX_AP_UE_pré	0,909	0,112	Normal	aML_UE_pré	0,987	0,996	Normal
TOTEX_AP_UE_pós	0,957	0,600	Normal	aML_UE_pós	0,918	0,154	Normal
TOTEX_ML_UE_pré	0,919	0,161	Normal	EnAp_AP_UD_pré	0,921	0,175	Normal
TOTEX_ML_UE_pós	0,965	0,760	Normal	EnAp_AP_UD_pós	0,962	0,698	Normal
Amp_ML_UE_pré	0,865	0,023	nNormal	EnAp_ML_UD_pré	0,926	0,209	Normal
Amp_ML_UE_pós	0,923	0,185	Normal	EnAp_ML_UD_pós	0,918	0,158	Normal
Amp_AP_UE_pré	0,671	<,001	Normal	SaEn_AP_UD_pré	0,979	0,955	Normal
Amp_AP_UE_pós	0,647	<,001	Normal	SaEn_AP_UD_pós	0,968	0,807	Normal
AREA_CE_UE_pré	0,87	0,027	nNormal	SaEn_ML_UD_pré	0,963	0,717	Normal
AREA_CE_UE_pós	0,843	0,011	nNormal	SaEn_ML_UD_pós	0,969	0,814	Normal
AREA_CE2_UE_pré	0,761	<,001	Normal	CoDim_AP_UD_pré	0,888	0,052	Normal
AREA_CE2_UE_pós	0,956	0,589	Normal	CoDim_AP_UD_pós	0,939	0,332	Normal
TOTEX_UD_pré	0,949	0,467	Normal	CoDim_ML_UD_pré	0,956	0,597	Normal
TOTEX_UD_pós	0,966	0,769	Normal	CoDim_ML_UD_pós	0,926	0,212	Normal
TOTEX_AP_UD_pré	0,922	0,183	Normal	aAP_UD_pré	0,966	0,762	Normal
TOTEX_AP_UD_pós	0,944	0,399	Normal	aAP_UD_pós	0,925	0,204	Normal
TOTEX_ML_UD_pré	0,973	0,881	Normal	aML_UD_pré	0,851	0,014	nNormal
TOTEX_ML_UD_pós	0,978	0,945	Normal	aML_UD_pós	0,912	0,124	Normal
Amp_ML_UD_pré	0,68	<,001	Normal	<i>Note.</i> A low p-value suggests a violation of the			nNormal
Amp_ML_UD_pós	0,889	0,053	Normal				
Amp_AP_UD_pré	0,788	0,002	nNormal				
Amp_AP_UD_pós	0,764	<,001	Normal				
AREA_CE_UD_pré	0,745	<,001	Normal				
AREA_CE_UD_pós	0,97	0,833	Normal				
AREA_CE2_UD_pré	0,884	0,044	nNormal				
AREA_CE2_UD_pós	0,943	0,387	Normal				
EnAp_AP_OA_pré	0,879	0,037	nNormal				
EnAp_AP_OA_pós	0,988	0,998	Normal				
EnAp_ML_OA_pré	0,969	0,817	Normal				
EnAp_ML_OA_pós	0,846	0,012	nNormal				
SaEn_AP_OA_pré	0,981	0,972	Normal				
SaEn_AP_OA_pós	0,851	0,014	nNormal				
SaEn_ML_OA_pré	0,92	0,167	Normal				
SaEn_ML_OA_pós	0,926	0,212	Normal				
CoDim_AP_OA_pré	0,955	0,579	Normal				
CoDim_AP_OA_pós	0,939	0,343	Normal				
CoDim_ML_OA_pré	0,963	0,712	Normal				
CoDim_ML_OA_pós	0,798	0,003	nNormal				
aAP_OA_pré	0,947	0,443	Normal				
aAP_OA_pós	0,916	0,148	Normal				
aML_OA_pré	0,974	0,892	Normal				
aML_OA_pós	0,939	0,336	Normal				

Análise descritiva das variáveis Tradicionais do Centro de Pressão (CoP)

Grupo	TOTEX_OA_pré		TOTEX_OA_pós		TOTEX_AP_OA_pré		TOTEX_AP_OA_pós	
Experimental	201,610	± 35,115	182,747	± 50,482	134,138	± 31,802	124,606	± 34,891
Controlo	163,221	± 27,021	166,088	± 34,865	103,137	± 17,881	115,189	± 27,812
Grupo	TOTEX_OF_pré		TOTEX_OF_pós		TOTEX_AP_OF_pré		TOTEX_AP_OF_pós	
Experimental	133,106	± 27,754	127,910	± 29,091	94,553	± 24,519	94,779	± 26,078
Controlo	124,084	± 29,385	108,778	± 22,545	82,793	± 22,773	77,254	± 17,595
Grupo	TOTEX_UE_pré		TOTEX_UE_pós		TOTEX_AP_UE_pré		TOTEX_AP_UE_pós	
Experimental	188,143	± 53,369	173,971	± 43,260	114,132	± 30,016	110,844	± 34,285
Controlo	149,433	± 41,623	131,387	± 30,028	85,285	± 27,108	78,230	± 19,796
Grupo	TOTEX_UD_pré		TOTEX_UD_pós		TOTEX_AP_UD_pré		TOTEX_AP_UD_pós	
Experimental	205,973	± 65,076	173,982	± 38,939	129,351	± 46,241	106,802	± 26,488
Controlo	148,418	± 38,798	126,631	± 24,772	94,991	± 28,278	73,326	± 14,294
Grupo	TOTEX_ML_OA_pré		TOTEX_ML_OA_pós		Amp_ML_OA_pré		Amp_ML_OA_pós	
Experimental	121,629	± 15,863	99,928	± 14,921	3,158	± 0,998	3,761	± 3,142
Controlo	104,285	± 20,849	95,332	± 19,077	2,815	± 0,887	2,875	± 0,853
Grupo	TOTEX_ML_OF_pré		TOTEX_ML_OF_pós		Amp_ML_OF_pré		Amp_ML_OF_pós	
Experimental	73,724	± 12,213	66,173	± 10,505	3,582	± 1,136	2,756	± 0,693
Controlo	74,768	± 16,739	60,336	± 12,693	3,110	± 0,571	3,144	± 0,883
Grupo	TOTEX_ML_UE_pré		TOTEX_ML_UE_pós		Amp_ML_UE_pré		Amp_ML_UE_pós	
Experimental	125,553	± 38,325	112,802	± 22,348	6,060	± 2,795	5,063	± 1,681
Controlo	105,886	± 29,040	91,086	± 20,184	3,755	± 1,243	4,038	± 1,553
Grupo	TOTEX_ML_UD_pré		TOTEX_ML_UD_pós		Amp_ML_UD_pré		Amp_ML_UD_pós	
Experimental	134,161	± 36,795	115,408	± 24,383	6,237	± 2,087	4,664	± 1,436
Controlo	95,316	± 26,420	89,535	± 19,184	5,863	± 4,282	4,152	± 2,219
Grupo	Amp_AP_OA_pré		Amp_AP_OA_pós		AREA_CE_OA_pré		AREA_CE_OA_pós	
Experimental	1,909	± 1,169	4,157	± 8,365	2,319	± 1,137	5,123	± 9,717
Controlo	1,453	± 0,650	1,628	± 0,933	2,066	± 1,132	2,479	± 1,869
Grupo	Amp_AP_OF_pré		Amp_AP_OF_pós		AREA_CE_OF_pré		AREA_CE_OF_pós	
Experimental	2,377	± 1,413	1,821	± 1,120	2,650	± 1,126	2,356	± 1,562
Controlo	1,798	± 0,622	1,889	± 1,234	2,906	± 1,401	2,847	± 1,472
Grupo	Amp_AP_UE_pré		Amp_AP_UE_pós		AREA_CE_UE_pré		AREA_CE_UE_pós	
Experimental	6,269	± 5,200	3,967	± 1,894	17,092	± 11,741	12,253	± 6,467
Controlo	4,647	± 4,079	3,025	± 0,322	10,613	± 7,676	8,058	± 3,172
Grupo	Amp_AP_UD_pré		Amp_AP_UD_pós		AREA_CE_UD_pré		AREA_CE_UD_pós	
Experimental	5,399	± 3,612	3,798	± 1,317	15,500	± 9,280	10,742	± 4,369
Controlo	3,881	± 1,827	3,108	± 0,543	14,325	± 14,403	8,437	± 3,362
Grupo	AREA_CE2_OA_pré		AREA_CE2_OA_pós		AREA_CE2_UE_pré		AREA_CE2_UE_pós	
Experimental	43,613	± 29,928	61,987	± 125,598	247,229	± 207,072	253,029	± 121,680
Controlo	25,830	± 30,384	33,800	± 21,475	158,480	± 89,651	166,130	± 52,618
Grupo	AREA_CE2_OF_pré		AREA_CE2_OF_pós		AREA_CE2_UD_pré		AREA_CE2_UD_pós	
Experimental	44,222	± 27,279	23,794	± 14,617	233,509	± 141,307	160,224	± 81,833
Controlo	24,968	± 11,262	24,755	± 18,838	178,961	± 104,385	222,748	± 99,048

Grupo	Controlo (dp)	(média ± dp)	Experimental (dp)	(média Minimo Experimental)	(Controlo Máximo Experimental)	(Controlo Máximo Experimental)		
EnAp_AP_OA_pré	0,765	± 0,19	0,862	± 0,173	0,322	0,573	0,937	1,071
EnAp_AP_OA_pós	0,798	± 0,111	0,826	± 0,189	0,685	0,531	0,995	1,099
EnAp_ML_OA_pré	0,921	± 0,197	1,025	± 0,206	0,603	0,757	1,287	1,296
EnAp_ML_OA_pós	0,852	± 0,24	0,923	± 0,241	0,379	0,419	1,077	1,142
SaEn_AP_OA_pré	0,049	± 0,01	0,066	± 0,018	0,036	0,042	0,064	0,098
SaEn_AP_OA_pós	0,056	± 0,016	0,065	± 0,029	0,044	0,037	0,085	0,128
SaEn_ML_OA_pré	0,046	± 0,01	0,056	± 0,009	0,025	0,041	0,058	0,072
SaEn_ML_OA_pós	0,042	± 0,01	0,047	± 0,016	0,025	0,031	0,058	0,08
CoDim_AP_OA_pré	2,914	± 0,052	2,919	± 0,026	2,821	2,889	2,97	2,974
CoDim_AP_OA_pós	2,895	± 0,032	2,918	± 0,032	2,834	2,856	2,927	2,968
CoDim_ML_OA_pré	2,926	± 0,022	2,929	± 0,044	2,894	2,845	2,959	2,987
CoDim_ML_OA_pós	2,91	± 0,038	2,914	± 0,049	2,833	2,823	2,946	2,949
aAP_OA_pré	1,256	± 0,093	1,21	± 0,122	1,084	1,065	1,37	1,367
aAP_OA_pós	1,19	± 0,069	1,184	± 0,155	1,082	1,01	1,251	1,463
aML_OA_pré	1,079	± 0,095	1,016	± 0,175	0,898	0,775	1,172	1,257
aML_OA_pós	1,135	± 0,109	0,956	± 0,154	0,976	0,634	1,299	1,134
EnAp_AP_OF_pré	0,707	± 0,167	0,781	± 0,162	0,393	0,529	0,849	0,974
EnAp_AP_OF_pós	0,689	± 0,203	0,848	± 0,081	0,369	0,715	0,882	0,942
EnAp_ML_OF_pré	0,813	± 0,084	0,819	± 0,133	0,685	0,622	0,896	0,975
EnAp_ML_OF_pós	0,776	± 0,169	0,881	± 0,104	0,452	0,764	1,016	1,086
SaEn_AP_OF_pré	0,068	± 0,022	0,075	± 0,02	0,045	0,041	0,095	0,096
SaEn_AP_OF_pós	0,062	± 0,016	0,079	± 0,025	0,045	0,043	0,087	0,113
SaEn_ML_OF_pré	0,059	± 0,015	0,055	± 0,01	0,029	0,042	0,073	0,067
SaEn_ML_OF_pós	0,045	± 0,011	0,05	± 0,01	0,032	0,03	0,062	0,062
CoDim_AP_OF_pré	2,903	± 0,046	2,899	± 0,053	2,837	2,838	2,985	3,001
CoDim_AP_OF_pós	2,928	± 0,05	2,926	± 0,045	2,861	2,835	3,002	2,964
CoDim_ML_OF_pré	2,896	± 0,034	2,909	± 0,032	2,849	2,853	2,958	2,953
CoDim_ML_OF_pós	2,875	± 0,069	2,916	± 0,025	2,748	2,871	2,958	2,946
aAP_OF_pré	1,262	± 0,089	1,197	± 0,147	1,174	1,056	1,437	1,506
aAP_OF_pós	1,237	± 0,072	1,237	± 0,144	1,145	1,004	1,331	1,463
aML_OF_pré	1,114	± 0,152	1,078	± 0,131	0,804	0,895	1,313	1,3
aML_OF_pós	1,207	± 0,104	1,111	± 0,143	1,014	0,894	1,291	1,332
EnAp_AP_UE_pré	0,664	± 0,074	0,668	± 0,013	0,592	0,65	0,775	0,685
EnAp_AP_UE_pós	0,662	± 0,044	0,649	± 0,041	0,586	0,594	0,716	0,701
EnAp_ML_UE_pré	0,645	± 0,041	0,721	± 0,084	0,572	0,641	0,7	0,851
EnAp_ML_UE_pós	0,639	± 0,035	0,673	± 0,056	0,567	0,626	0,691	0,776
SaEn_AP_UE_pré	0,247	± 0,08	0,32	± 0,077	0,169	0,202	0,376	0,433
SaEn_AP_UE_pós	0,233	± 0,067	0,322	± 0,094	0,157	0,203	0,35	0,449
SaEn_ML_UE_pré	0,319	± 0,082	0,351	± 0,06	0,219	0,256	0,468	0,43
SaEn_ML_UE_pós	0,285	± 0,064	0,336	± 0,05	0,193	0,249	0,384	0,411
CoDim_AP_UE_pré	2,933	± 0,042	2,915	± 0,049	2,862	2,848	2,981	2,988
CoDim_AP_UE_pós	2,913	± 0,056	2,956	± 0,042	2,84	2,901	2,978	3,008
CoDim_ML_UE_pré	2,919	± 0,132	2,903	± 0,118	2,634	2,662	3,015	3,037
CoDim_ML_UE_pós	2,956	± 0,057	2,936	± 0,069	2,873	2,815	3,011	3,038
aAP_UE_pré	1,2	± 0,08	1,22	± 0,079	1,141	1,087	1,378	1,309
aAP_UE_pós	1,264	± 0,15	1,208	± 0,103	1,027	1,082	1,381	1,372
aML_UE_pré	1,086	± 0,188	1,149	± 0,13	0,799	0,962	1,376	1,306
aML_UE_pós	1,173	± 0,13	1,124	± 0,116	0,954	0,923	1,326	1,275
EnAp_AP_UD_pré	0,651	± 0,053	0,686	± 0,024	0,593	0,647	0,757	0,714
EnAp_AP_UD_pós	0,677	± 0,046	0,648	± 0,035	0,613	0,599	0,75	0,688
EnAp_ML_UD_pré	0,63	± 0,045	0,688	± 0,052	0,572	0,636	0,692	0,778
EnAp_ML_UD_pós	0,661	± 0,035	0,67	± 0,047	0,611	0,626	0,723	0,743
SaEn_AP_UD_pré	0,254	± 0,079	0,359	± 0,096	0,179	0,205	0,369	0,53
SaEn_AP_UD_pós	0,212	± 0,055	0,317	± 0,082	0,155	0,174	0,324	0,415
SaEn_ML_UD_pré	0,29	± 0,086	0,389	± 0,077	0,201	0,246	0,427	0,509
SaEn_ML_UD_pós	0,277	± 0,061	0,357	± 0,067	0,184	0,219	0,385	0,431
CoDim_AP_UD_pré	2,931	± 0,069	2,938	± 0,066	2,786	2,822	3	2,997
CoDim_AP_UD_pós	2,916	± 0,057	2,922	± 0,097	2,839	2,767	3,008	3,026
CoDim_ML_UD_pré	2,948	± 0,065	2,946	± 0,11	2,855	2,75	3,054	3,09
CoDim_ML_UD_pós	2,904	± 0,047	2,941	± 0,071	2,821	2,794	2,979	3,009
aAP_UD_pré	1,182	± 0,168	1,199	± 0,125	0,925	0,978	1,441	1,341
aAP_UD_pós	1,247	± 0,122	1,175	± 0,073	0,986	1,097	1,393	1,294
aML_UD_pré	1,14	± 0,129	1,114	± 0,094	0,966	0,969	1,266	1,201
aML_UD_pós	1,153	± 0,11	1,114	± 0,075	0,961	1,058	1,28	1,233

Independent Samples T-Test

		Statistic	df	p		Effect Size
TOTEX_OA_pós	Student's t	-0.768	14.000	0.455	Cohen's d	-0.384
TOTEX_AP_OA_pós	Student's t	-0.597	14.000	0.560	Cohen's d	-0.298
TOTEX_ML_OA_pós	Student's t	-0.537	14.000	0.600	Cohen's d	-0.268
Amp_ML_OA_pós	Student's t	-0.770	14.000	0.454	Cohen's d	-0.385
Amp_AP_OA_pós	Student's t	-0.850	14.000	0.410	Cohen's d	-0.425
AREA_CE_OA_pós	Student's t	-0.756	14.000	0.462	Cohen's d	-0.378
AREA_CE2_OA_pós	Student's t	-0.626	14.000	0.542	Cohen's d	-0.313
TOTEX_OF_pós	Student's t	-1.470	14.000	0.164	Cohen's d	-0.735
TOTEX_AP_OF_pós	Student's t	-1.576	14.000	0.137	Cohen's d	-0.788
TOTEX_ML_OF_pós	Student's t	-1.002	14.000	0.333	Cohen's d	-0.501
Amp_ML_OF_pós	Student's t	0.977	14.000	0.345	Cohen's d	0.489
Amp_AP_OF_pós	Student's t	0.115	14.000	0.910	Cohen's d	0.058
AREA_CE_OF_pós	Student's t	0.647	14.000	0.528	Cohen's d	0.324
AREA_CE2_OF_pós	Student's t	0.114	14.000	0.911	Cohen's d	0.057
TOTEX_UE_pós	Student's t	-2.287	14.000	0.038	Cohen's d	-1.144
TOTEX_AP_UE_pós	Student's t	-2.330	14.000	0.035	Cohen's d	-1.165
TOTEX_ML_UE_pós	Student's t	-2.040	14.000	0.061	Cohen's d	-1.020
Amp_ML_UE_pós	Student's t	-1.267	14.000	0.226	Cohen's d	-0.633
Amp_AP_UE_pós	Student's t	-1.387	14.000	0.187	Cohen's d	-0.694
AREA_CE_UE_pós	Student's t	-1.647	14.000	0.122	Cohen's d	-0.824
AREA_CE2_UE_pós	Student's t	-1.854 ^a	14.000	0.085	Cohen's d	-0.927
TOTEX_UD_pós	Student's t	-2.902	14.000	0.012	Cohen's d	-1.451
TOTEX_AP_UD_pós	Student's t	-3.146	14.000	0.007	Cohen's d	-1.573
TOTEX_ML_UD_pós	Student's t	-2.359	14.000	0.033	Cohen's d	-1.179
Amp_ML_UD_pós	Student's t	-0.548	14.000	0.593	Cohen's d	-0.274
Amp_AP_UD_pós	Student's t	-1.370	14.000	0.192	Cohen's d	-0.685
AREA_CE_UD_pós	Student's t	-1.183	14.000	0.257	Cohen's d	-0.591
AREA_CE2_UD_pós	Student's t	1.376	14.000	0.190	Cohen's d	0.688
EnAp_AP_OA_pós	Student's t	-0.367	14.000	0.719	Cohen's d	-0.183
EnAp_ML_OA_pós	Student's t	-0.590	14.000	0.565	Cohen's d	-0.295
SaEn_AP_OA_pós	Student's t	-0.752	14.000	0.464	Cohen's d	-0.376
SaEn_ML_OA_pós	Student's t	-0.713	14.000	0.488	Cohen's d	-0.356
CoDim_AP_OA_pós	Student's t	-1.383	14.000	0.188	Cohen's d	-0.691
CoDim_ML_OA_pós	Student's t	-0.196	14.000	0.847	Cohen's d	-0.098
aAP_OA_pós	Student's t	0.088 ^a	14.000	0.931	Cohen's d	0.044
aML_OA_pós	Student's t	2.689	14.000	0.018	Cohen's d	1.344
EnAp_AP_OF_pós	Student's t	-2.060 ^a	14.000	0.059	Cohen's d	-1.030
EnAp_ML_OF_pós	Student's t	-1.488	14.000	0.159	Cohen's d	-0.744
SaEn_AP_OF_pós	Student's t	-1.688	14.000	0.114	Cohen's d	-0.844
SaEn_ML_OF_pós	Student's t	-0.937	14.000	0.364	Cohen's d	-0.469
CoDim_AP_OF_pós	Student's t	0.090	14.000	0.930	Cohen's d	0.045
CoDim_ML_OF_pós	Student's t	-1.601 ^a	14.000	0.132	Cohen's d	-0.801
aAP_OF_pós	Student's t	-0.004	14.000	0.997	Cohen's d	-0.002
aML_OF_pós	Student's t	1.526	14.000	0.149	Cohen's d	0.763
EnAp_AP_UE_pós	Student's t	0.597	14.000	0.560	Cohen's d	0.298
EnAp_ML_UE_pós	Student's t	-1.441	14.000	0.172	Cohen's d	-0.721
SaEn_AP_UE_pós	Student's t	-2.178	14.000	0.047	Cohen's d	-1.089
SaEn_ML_UE_pós	Student's t	-1.791	14.000	0.095	Cohen's d	-0.896
CoDim_AP_UE_pós	Student's t	-1.705	14.000	0.110	Cohen's d	-0.852
CoDim_ML_UE_pós	Student's t	0.651	14.000	0.526	Cohen's d	0.325
aAP_UE_pós	Student's t	0.879	14.000	0.394	Cohen's d	0.440
aML_UE_pós	Student's t	0.797	14.000	0.439	Cohen's d	0.399
EnAp_AP_UD_pós	Student's t	1.425	14.000	0.176	Cohen's d	0.712
EnAp_ML_UD_pós	Student's t	-0.433	14.000	0.671	Cohen's d	-0.217
SaEn_AP_UD_pós	Student's t	-3.027	14.000	0.009	Cohen's d	-1.514
SaEn_ML_UD_pós	Student's t	-2.487	14.000	0.026	Cohen's d	-1.244
CoDim_AP_UD_pós	Student's t	-0.164	14.000	0.872	Cohen's d	-0.082
CoDim_ML_UD_pós	Student's t	-1.242	14.000	0.235	Cohen's d	-0.621
aAP_UD_pós	Student's t	1.428	14.000	0.175	Cohen's d	0.714
aML_UD_pós	Student's t	0.845	14.000	0.413	Cohen's d	0.422

Note. H₀: $\mu_{\text{Controlo}} = \mu_{\text{Experimental}}$

^a Levene's test is significant ($p < .05$), suggesting a violation of the assumption of equal variances

11.4 Treino sensório motor – Exercícios, progressões e plano

Exercícios do Treino Sensório Motor

Exercício	1 - Standing on one leg (SOL)									
Progressões	OA		OF		OA - balançar perna		OA - eleva braço oposto		OA - leva dois braços à frt	
	chão	esponja	chão	esponja	chão	esponja	chão	esponja	esponja	
Código	1.1E	1.2E	1.3E	1.4E	1.5D	1.6D	1.7E	1.8E	1.9D	
Tempo	x	x	x	x	x	x				
Repetições							x	x	x	

Exercício	2 - Standing on one leg front/back/lateral (SOL-FBL)				3 - Tennis ball rising - bend knees (TBR-BK)					
Progressões	OA		OF		OA		OA+braços a subir		OF	
	chão	esponja	chão	esponja	chão	esponja	chão	esponja	chão	esponja
Código	2.1E	2.2E	2.3E	2.4E	3.1D	3.2D	3.3D	3.4D	3.5D	3.6D
Tempo	x	x	x	x						
Repetições					x	x	x	x	x	x

Exercício	4 - Tennis ball rising - loop - knees&hills (TBR-L)				5 - Side Reach (SR)				6 - Waist twist - braços à frente (WT)			
Progressões	OA				OA - Tandem 1		OA - Tandem 2		OA - Tandem 1		OA - Tandem 2	
	chão	esponja			chão	esponja	chão	esponja	chão	esponja	chão	esponja
Código	4.1F	4.2F			5.1D	5.2D	5.3D	5.4D	6.1D	6.2D	6.3D	6.4D
Tempo												
Repetições	x	x			x	x	x	x	x	x	x	x

Exercício	7 - Spine Curls (SC)					8 - Table Top (TT)				9 - Table Top com Threading a needle (TT+TN)			
Progressões	AB		AU (DNF)		AU (Pincel)	OA		OF		OA		OF	
	esponja	chão	esponja	chão	esponja	chão	esponja	chão	esponja	chão	esponja	chão	esponja
Código	7.1D	7.2D	7.3D	7.4D	7.5D	8.1D	8.2D	8.3D	8.4D	9.1D	9.2D	9.3D	9.4D
Tempo													
Repetições	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x

Exercício	10 - Agachamento simples (AB)		11 - Agachamento c/ elevação calcanhar e braços*		12 - agachamento unipedal c/ inclinação tronco à frt	
Progressões	OA	OF	OA		OA	
	esponja	esponja	esponja		esponja	
Código	10.1D	10.2D	11.1DF		12.1D	
Tempo					x	
Repetições	x	x	x			

Exercício	13 - Lunge				Classificação	Código
Progressões	OA				Estático	E
	chão	esponja - apoio pé trás		esponja - apoio pé frente	Dinâmico	D
Código	13.1F	13.2F		13.3F	Funcional	F
Tempo	x	x		x		
Repetições						

Posição

Apoio bipedal (AB)

Apoio unipedal (AU)

Tandem 1 ponta e calcanhar afastados

Tandem 2 ponta e calcanhar juntos

*subir em bicos dos pés em simultâneo com os braços a subir p/ tecto, braços descem em círculo e em simultâneo com a descida dos braços faz agachamento

Semanas	1ª		2ª		3ª		4ª	
	1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	7ª	8ª
Sessões								
Mês	Março							
Dias	17 e 18		22 e 23		24 e 25		29 e 30	
Exercício 1								
Código	SC	SR	SC	SR	SOL	SOL-FBL	SOL	SOL
Duração	7.2D	5.1D	7.2D	5.1D	1.1E	2.1E	7.3D	3.2D
Nº de repetições	n/a	n/a	n/a	n/a	30" cd perna	20" cd posiç cd perna	n/a	n/a
Nº de séries	4 x cd perna	4 x cd perna à fte	4 x cd perna	4 x cd perna à fte	n/a	n/a	4 x cd perna	5
Exercício 2								
Código	SOL	SOL-FBL	SOL	SOL-FBL	TBR-BK	TBR-BK	TBR-BK	SC
Duração	1.1E	2.1E	1.1E	2.1E	3.1D	3.1D	3.2D	7.3D
Nº de repetições	30" cd perna	20" cd posiç cd perna	30" cd perna	20" cd posiç cd perna	n/a	n/a	n/a	n/a
Nº de séries	2	1	2	1	n/a	n/a	5	4 x cd perna
Exercício 3								
Código	TBR-BK	SC	TBR-BK	SC	SC	TT+TN	SC	TT+TN
Duração	3.1D	7.2D	3.1D	7.2D	7.1D	9.1D	7.1D	9.1D
Nº de repetições	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Nº de séries	5	4 x cd perna	5	4 x cd perna	6	3 x cd lado	6	3 x cd lado
Exercício 4								
Código	WT	WT	WT	WT	TT	AS	TT	AS
Duração	6.1D	6.1D	6.1D	6.1D	8.1D	10.1D	8.1D	10.1D
Nº de repetições	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Nº de séries	3 x cd perna à fte	4 x cd perna à fte	4 x cd perna à fte	4 x cd perna à fte	5 x cd lado	6x	5 x cd lado	6x
Exercício 5								
Código	SR	TBR-L	SR	TBR-L	LG	WT	LG	WT
Duração	5.1D	4.1F	5.1D	4.1F	13.1	6.2D	13.1	6.2D
Nº de repetições	n/a	n/a	n/a	n/a	20"	n/a	20"	n/a
Nº de séries	3 x cd perna à fte	4x em cd sentido	4 x cd perna à fte	4x em cd sentido	1 x cd perna	3 x cd perna à fte	1 x cd perna	3 x cd perna à fte
Exercício 6								
Código	1	1	1	1	2	1	2	1
Duração								
Nº de repetições								
Nº de séries								

Semanas	5ª				6ª				7ª				8ª					
	9ª		10ª		11ª		12ª		13ª		14ª		15ª					
	Mês																	
Abril														Maio				
Dias	21 e 22				26 e 27				28 e 29				4		6		11	
Exercício 1	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL
Código	1.2E	1.6D	1.6D	1.2E	1.2E	1.6D	1.6D	1.6D	1.7E	1.7E	1.7E	2.2E	2.2E	2.2E	2.2E	2.2E	2.2E	2.2E
Duração	40" cd perna	20" cd perna	20" cd perna	40" cd perna	40" cd perna	20" cd perna	20" cd perna	20" cd perna	30" cd perna	30" cd perna	30" cd perna	20" cd perna	20" cd perna	20" cd perna	20" cd perna	20" cd perna	20" cd perna	20" cd perna
Nº de repetições	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Nº de séries	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Exercício 2	TBR-BK	SC	SC	TBR-BK	TBR-BK	SC	SC	SC	TBR-BK	TBR-BK	TBR-BK	TBR-L	TBR-L	TBR-L	TBR-BK	TBR-BK	TBR-BK	TBR-BK
Código	3.3D	7.4D	7.4D	3.3D	3.3D	7.4D	7.4D	7.4D	3.4D	3.4D	3.4D	4.2F	4.2F	4.2F	3.4D	3.4D	3.4D	3.4D
Duração	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Nº de repetições	6	4 x cd perna	4 x cd perna	6	6	4 x cd perna	4 x cd perna	4 x cd perna	6	6	6	4x em cd sentido	4x em cd sentido	4x em cd sentido	6	6	6	6
Nº de séries	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Exercício 3	SR	TT+TN	TT+TN	SR	SR	TT+TN	TT+TN	TT+TN	SR	SR	SR	TT	TT	TT	SR	SR	SR	SR
Código	5.2D	9.2D	9.2D	5.2D	5.2D	9.2D	9.2D	9.2D	5.2D	5.2D	5.2D	8.3D	8.3D	8.3D	5.2D	5.2D	5.2D	5.2D
Duração	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Nº de repetições	3 x cd perna à fte	3 x cd lado	3 x cd lado	3 x cd perna à fte	3 x cd perna à fte	3 x cd lado	3 x cd lado	3 x cd lado	5 x cd perna à fte	5 x cd perna à fte	5 x cd perna à fte	3 x cd lado	3 x cd lado	3 x cd lado	5 x cd perna à fte	5 x cd perna à fte	5 x cd perna à fte	5 x cd perna à fte
Nº de séries	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Exercício 4	LG	AS	AS	LG	LG	AS	AS	AS	WT	WT	WT	LG	LG	LG	WT	WT	WT	WT
Código	13.1	10.2D	10.2D	13.1	13.1	10.2D	10.2D	10.2D	6.2D	6.2D	6.2D	13.2F	13.2F	13.2F	6.2D	6.2D	6.2D	6.2D
Duração	30"	n/a	n/a	30"	30"	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Nº de repetições	1 x cd perna	4x	4x	1 x cd perna	1 x cd perna	4x	4x	4x	5 x cd perna à fte	5 x cd perna à fte	5 x cd perna à fte	5 x cd perna	5 x cd perna	5 x cd perna	5 x cd perna à fte	5 x cd perna à fte	5 x cd perna à fte	5 x cd perna à fte
Nº de séries	2	1	1	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Exercício 5	TT	WT	WT	TT	TT	WT	WT	WT	SC	SC	SC	AS	AS	AS	SC	SC	SC	SC
Código	8.2D	6.2D	6.2D	8.2D	8.2D	6.2D	6.2D	6.2D	7.4D	7.4D	7.4D	10.2D	10.2D	10.2D	7.4D	7.4D	7.4D	7.4D
Duração	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Nº de repetições	4 x cd lado	5 x cd perna à fte	5 x cd perna à fte	4 x cd lado	4 x cd lado	5 x cd perna à fte	5 x cd perna à fte	5 x cd perna à fte	6 x cd perna	6 x cd perna	6 x cd perna	6x	6x	6x	6 x cd perna	6 x cd perna	6 x cd perna	6 x cd perna
Nº de séries	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Exercício 6									TT	TT	TT	ECA	ECA	ECA	TT	TT	TT	TT
Código									8.2D	8.2D	8.2D	11.1DF	11.1DF	11.1DF	8.2D	8.2D	8.2D	8.2D
Duração									n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a
Nº de repetições									6 x cd lado	6 x cd lado	6 x cd lado	6x	6x	6x	6 x cd perna	6 x cd perna	6 x cd perna	6 x cd perna
Nº de séries									1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

Semanas	8ª		9ª		10ª		11ª		12ª	
	16ª	17ª	18ª	19ª	20ª	21ª	22ª	23ª	24ª	
Mês	Junho									
Dias	14	18	20	25	27	1	8	15	17	
Exercício 1	SOL-FBL	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL	SOL-FBL	SOL	SOL-FBL	
Código	2.2E	1.3E	1.8E	1.3E	1.8E	1.4E	2.3E	1.4E	2.3E	
Duração	20" cd posiç cd perna	20" cd perna	30" cd perna	20" cd perna	30" cd perna	20" cd perna	20" cd posiç cd perna	20" cd perna	20" cd posiç cd perna	
Nº de repetições	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	
Nº de séries	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
Exercício 2	TBR-L	SOL	TBR-BK	SOL	TBR-BK	TBR-BK	TBR-L	TBR-BK	TBR-L	
Código	4.2F	1.9D	3.5D	1.9D	3.5D	3.6D	4.2F	3.6D	4.2F	
Duração	n/a	30" cd perna	n/a	30" cd perna	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	
Nº de repetições	4x em cd sentido	n/a	6	n/a	6	4	4x em cd sentido	4	4x em cd sentido	
Nº de séries	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
Exercício 3	TT	TT+TN	TT	TT+TN	TT	SR	WT	SR	WT	
Código	8.3D	9.2D	8.4D	9.2D	8.4D	5.4D	6.4D	5.4D	6.4D	
Duração	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	
Nº de repetições	3 x cd lado	5 x cd lado	3 x cd lado	5 x cd lado	3 x cd lado	3 x cd perna à fte	3 x cd perna à fte	3 x cd perna à fte	3 x cd perna à fte	
Nº de séries	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
Exercício 4	LG	SC	SR	SC	SR	TT+TN	TT+TN	TT+TN	TT+TN	
Código	13.2F	7.5D	5.3D	7.5D	5.3D	9.3D	9.4D	9.3D	9.4D	
Duração	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	
Nº de repetições	5 x cd perna	6 x cd perna	3 x cd perna à fte	6 x cd perna	3 x cd perna à fte	3 x cd lado	3 x cd lado	3 x cd lado	3 x cd lado	
Nº de séries	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
Exercício 5	AS	ACI	WT	ACI	WT	ACI	AS	ACI	AS	
Código	10.2D	12.1D	6.3D	12.1D	6.3D	12.1D	10.2D	12.1D	10.2D	
Duração	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	
Nº de repetições	6x	4 x cd perna	3 x cd perna à fte	4 x cd perna	3 x cd perna à fte	4 x cd perna	6x	4 x cd perna	6x	
Nº de séries	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
Exercício 6	ECA	LG	ECA	LG	ECA	LG	LG	LG	LG	
Código	11.1DF	13.3F	11.1DF	13.3F	11.1DF	13.2F	13.3F	13.2F	13.3F	
Duração	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	n/a	
Nº de repetições	6x	5 x cd perna	6x	5 x cd perna	6x	5 x cd perna	5 x cd perna	5 x cd perna	5 x cd perna	
Nº de séries	1	1	1	1	1	1	1	1	1	