

Fadiga e cinemática
durante a atividade isométrica dos
membros superiores

Autora: Helena Silva Veríssimo Martins da Silva Migueis

Tese de doutoramento UDC / 2023

Directores: Prof. Dr. Daniel López-López

Prof.^a Dr.^a Eva María Martínez-Jiménez

Programa de doctorado en Saúde e Motricidade Humana RD/99/2011



UNIVERSIDADE DA CORUÑA

A presente tese apresenta-se sob a forma de compêndio de artigos de investigação, cumprindo formalmente os requisitos estabelecidos no artigo nº41 do Regulamento de Estudos de Doutoramento da Universidade da Coruña.

Deste modo, seguem-se as orientações gerais expondo neste documento uma introdução, constituída por uma justificação fundamentada da unidade temática e da metodologia da tese em relação aos objetivos que se pretende alcançar, uma discussão geral que proporciona a coerência temática dos diferentes estudos realizados, pelas conclusões gerais derivadas das análises e estudos realizados e pela bibliografia das fontes consultadas e utilizadas no desenvolvimento da tese.

De seguida, são apresentadas as referências dos três artigos publicados em revistas indexadas no *Journal Citations Reports* (JCR), base de dados de reconhecido prestígio internacional.

Estudo I: Silva-Migueis H, Martínez-Jiménez EM, Casado-Hernández I, Dias A, Monteiro AJ, Martins RB, et al. Influence of an Upper Limb Isometric Task in Perceived and Performance Fatigability of Elderly Subjects: A Quasi-Experimental Study. *Biology* (Basel) [Internet]. 2022 Aug 5;11(8):1175, doi:10.3390/biology11081175

[Q2; JCR ranking 2022: Biology 25/92; Fator de impacto de 4.2].

Estudo II: Silva-Migueis H, Martínez-Jiménez EM, Casado-Hernández I, Dias A, Monteiro AJ, Martins RB, et al. Upper-Limb Kinematic Behavior and Performance Fatigability of Elderly Participants Performing an Isometric Task: A Quasi-Experimental Study. *Bioengineering* [Internet]. 2023 Apr 26;10(5):526, doi: 10.3390/bioengineering10050526

[Q2; JCR ranking 2022: Engineering, Biomedical 34/96; Fator de impacto de 4.6].

Estudo III: Silva-Migueis H, Martínez-Jiménez EM, Casado-Hernández I, Dias A, Monteiro AJ, Martins RB, et al. Assessment and indicators of kinematic behavior and perceived fatigability in elderly performing an isometric task. *Rev Assoc Med Bras*. [Internet]. Aceite a 28 de setembro de 2023. Pendente de publicação.

[Q4; JCR ranking 2022: Medicine, General & Internal 128/167; Factor de impacto de 1.4].

Dña. Eva María Martínez Jiménez, Profesora Axudante Doutor, pertencente ao Departamento de Enfermaría da Universidad Complutense de Madrid, con docencia na Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología e **D. Daniel López López**, Profesor Titular de Universidad (acreditado a Catedrático de Universidad), pertencente ao Departamento de Ciencias da Saúde da Universidade da Coruña, con docencia na Facultade de Enfermaría e Podoloxía.

Fan Constar que o presente proxecto de doutoramento de tese por **compendio de publicacións**, titulado “Fadiga e cinemática durante a actividade isométrica dos membros superiores”, que presenta a alumna Helena Sofia Veríssimo Martíns da Silva Migueis para optar ao título de Doutor/a con **Mención Internacional**, foi elaborada baixo a nosa dirección no programa de doutoramento Saúde e Motricidade Humana e reúne os requisitos de idoneidade e calidade científica necesarios para obter un informe FAVORABLE.

E para que así conste aos efectos da súa presentación, asinamos a presente certificación.

1. DEDICATÓRIA

Aos meus...

*Pelas ausências, pelo amor, por me incentivarem a
percorrer os meus caminhos e por estarem sempre lá
para me ajudarem a levantar as pedras e a construir
os meus castelos.*

2. AGRADECIMENTOS

Esta tese representa a apresentação e o culminar de um percurso para o qual muitos contribuíram, aos quais devo o meu mais sincero agradecimento.

Ao Professor Doutor Daniel Lopéz Lopéz, diretor de tese, pela confiança que depositou em mim no início do processo, pela sua sábia orientação e disponibilidade sempre presentes, que foram um estímulo permanente para o desenvolvimento e conclusão deste trabalho.

À Professora Doutora Eva Martínez Jiménez, diretora de tese, pelo seu aconselhamento, confiança, colaboração e incentivo permanente, que muito contribuíram para me sentir como membro da equipa e melhorar a qualidade da investigação desenvolvida.

Aos coautores dos artigos que integram esta tese, o Dr. Israel Casado-Hernández, Dr. Adriano Dias, Dr. Rodrigo Martins, Dra. Ana Júlia Monteiro, Juan Gómez-Salgado, Dr. Carlos Romero Morales e Dr. João Marcos Bernardes, pela sua preciosa colaboração no desenvolvimento dos artigos que integram esta tese.

À Universidade do Estado Paulista Júlio de Mesquita Filho (UNESP), na pessoa do Professor Doutor Adriano Dias, por me ter facilitado a oportunidade de realizar o estágio Pré-Doutoral no Programa de Pós-graduação em Saúde Coletiva.

À Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade da Coruña, que, apesar de distante, me possibilitou desenvolver este projeto com uma proximidade excepcional.

À Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa - Lisboa que me facilitou condições indispensáveis ao desenvolvimento deste projeto e incentivou o meu desenvolvimento profissional.

Aos voluntários, que participaram nesta investigação de forma desinteressada, mas cuja colaboração foi imprescindível.

Aos meus colegas e amigos, pela amizade e incentivo permanente ao longo deste trajeto, em especial ao Rodrigo e Ana Júlia pelo seu inestimável contributo.

Aos meus pais, pelo amor, apoio e incentivo que sempre me deram para sonhar e ir mais longe.

Ao meu esposo, pelo amor, apoio incondicional e paciência que me permitiram e permitem alcançar as minhas metas.

Às minhas filhas, a quem devo muitas ausências, mas que sempre estiveram ao meu lado, com orgulho no olhar.

A todos aqueles citados e aos que não foram mencionados, mas que, de alguma forma, contribuíram para a realização deste projeto...

OBRIGADO!

“Remember to look up at the stars and not down at your feet. Try to make sense of what you see and wonder about what makes the universe exist. Be curious. And however difficult life may seem, there is always something you can do and succeed at.”

Stephen Hawking

3. RESUMOS

Resumo

Introdução: A fadiga, prevalente e limitante nos idosos, traduz-se em fadigabilidade quando normalizada a uma atividade específica. A atividade isométrica posicional dos membros superiores (AIPMS) está associada a atividades diárias e pode ser utilizada como estratégia para melhorar a saúde e o desempenho funcional. No entanto, está associada a uma elevada necessidade metabólica e ventilatória e pode ter um impacto significativo na fadigabilidade. Esta tese por compêndio de artigos analisa a influência da AIPMS na fadigabilidade dos idosos e sua relação com a qualidade de vida e a atividade física.

Metodologia: Foram realizados três estudos quasi-experimentais que exploraram os efeitos da AIPMS na fadigabilidade e sua relação com as características da amostra (I), as alterações cinemáticas durante a atividade e sua relação com a fadigabilidade de desempenho (II) e percebida (III).

Resultados: A AIPMS provocou alterações na fadigabilidade percebida e de desempenho em idosos, embora pouco relacionadas entre si. Observaram-se alterações na cinemática do membro superior, com características específicas, que variaram de acordo com o sexo e apresentaram relação com a fadigabilidade percebida.

Conclusões: A utilização de instrumentos, como o módulo IMU, pode ser utilizado para detetar precocemente a fadiga e realizar ajustes estratégicos para melhorar o desempenho físico e funcional em idosos.

Palavras-chave: fadiga, idosos, atividade isométrica, alteração do movimento.

Resumen

Introducción: La fatiga, prevalente y limitante en personas mayores, se manifiesta como fatigabilidad al normalizarla a una actividad específica. La actividad isométrica posicional de extremidades superiores (AIPES) se vincula a actividades diarias y puede ser utilizada como estrategia para mejorar salud y rendimiento funcional. Esta tesis examina la influencia de la AIPES en la fatigabilidad de ancianos y su relación con calidad de vida y actividad física.

Metodología: Se realizaron tres estudios cuasiexperimentales que exploraron los efectos de la AIPMS en la fatigabilidad y su relación con las características de la muestra (I), las alteraciones cinemáticas durante la actividad y su relación con la fatigabilidad de rendimiento (II) y percibida (III).

Resultados: AIPES causó cambios en fatigabilidad percibida y de rendimiento en ancianos, con escasa correlación. Hubo alteraciones en movimiento del miembro superior, género específico, relacionadas con fatigabilidad percibida.

Conclusiones: El uso de instrumentos, como el módulo IMU, puede utilizarse para detectar tempranamente la fatiga y realizar ajustes estratégicos para mejorar el rendimiento físico y funcional de las personas mayores.

Palabras clave: fatiga, adulto mayor, actividad isométrica, cambios de movimiento.

Resumo

Introdución: A fatiga, prevalente e limitante nos maiores, tradúcese en fatigabilidade cando normalizada a unha actividade específica. A actividade isométrica posicional dos membros superiores (AIPMS) está asociada a actividades diarias e pode ser utilizada como estratexia para mellorar a saúde e o rendemento funcional. Con todo, está asociada a unha elevada necesidade metabólica e ventilatoria e pode ter un impacto significativo na fatigabilidade. Esta tese por compendio de artigos examina a influencia da AIPMS na fatigabilidade dos maiores e a súa relación coa calidade de vida e a actividade física.

Metodoloxía: Realizáronse tres estudos cuasiexperimentais que exploraron os efectos da AIPMS na fatigabilidade e a súa relación coas características da mostra (I), as alteracións cinemáticas durante a actividade e a súa relación coa fatigabilidade de rendemento (II) e percibida (III).

Resultados: A AIPMS causou alteracións na fatigabilidade percibida e de rendemento en maiores, pero pouco relacionadas entre si. Houbo alteracións na cinemática do membro superior e con características específicas segundo o sexo e relacionadas coa fatigabilidade percibida.

Conclusións: O uso de instrumentos, como o módulo IMU, pódese utilizar para detectar precozmente a fatiga e realizar axustes estratéxicos para mellorar o rendemento físico e funcional das persoas maiores.

Palabras clave: fatiga, maiores, actividade isométrica, alteración do movemento.

Abstract

Introduction: Fatigue, prevalent and limiting in the elderly, translates into fatigability when normalized to a specific activity. Upper-limb position-sustained isometric task (ULPSIT) is associated with daily activities and can be used to improve health and functional performance. However, it is associated with a high metabolic and ventilatory demand and can significantly impact fatigability. This thesis, comprising a series of articles, examines the influence of ULPSIT on the elderly's fatigability and its relationship with quality of life and physical activity.

Methodology: Three quasi-experimental studies were conducted to explore the effects of ULPSIT on fatigability and its relationship with sample characteristics (I), kinematic changes during activity, and their relationship with performance (II) and perceived (III) fatigability.

Results: ULPSIT caused changes in perceived and performance fatigability in the elderly, but they were not strongly related. There were changes in the kinematics of the upper limb, with sex-related specific characteristics associated with perceived fatigability.

Conclusions: The use of instruments, such as an IMU module, can be used to early detect fatigue and make strategic adjustments to improve physical and functional performance in the elderly.

Keywords: fatigue, elderly, isometric activity, movement changes.

4. PRÓLOGO

A presente tese doutoral intitulada “Fadiga e cinemática durante a atividade isométrica dos membros superiores” evidencia o processo e resultados de uma investigação que explorou os efeitos da Atividade Isométrica Posicional do Membro Superior (AIPMS) na sua cinemática e na fatigabilidade percebida e de desempenho de indivíduos idosos.

A tese desenvolveu-se de acordo com uma estrutura de compêndio de artigos publicados, incidindo cada um deles sobre um aspeto particular da investigação.

No primeiro artigo foram explorados os efeitos da AIPMS na fatigabilidade e a sua relação com fatores sociodemográficos, nível de atividade física e qualidade de vida relacionada com dimensões da saúde, dos participantes.

Nos restantes artigos procurou-se aferir a existência de alterações cinemáticas, em particular, na aceleração do membro superior durante AIPMS e verificar a sua relação com a fatigabilidade dos participantes. Mais concretamente, o segundo artigo debruçou-se sobre a sua relação com a fatigabilidade de desempenho e o terceiro, sobre a sua relação com a fatigabilidade percebida.

Nesta obra, o desenvolvimento destes estudos está descrito de acordo com uma estrutura ordenada: Uma breve introdução e justificação, que pretende enquadrar a temática em estudo e justificar a relevância da investigação. Segue-se a exposição das hipóteses de investigação, objetivos, os materiais e métodos utilizados e os resultados obtidos em cada um dos estudos. Por fim, é realizada a discussão dos resultados à luz da evidência atual e são apresentadas as principais conclusões.

5. ÍNDICE

1. DEDICATÓRIA.....	5
2. AGRADECIMENTOS	7
3. RESUMOS	11
Resumo	12
Resumen	13
Resumo	14
Abstract.....	15
4. PRÓLOGO	16
5. ÍNDICE.....	18
6. INTRODUÇÃO	21
7. JUSTIFICAÇÃO	27
8. HIPÓTESES.....	30
9. OBJETIVOS	32
9.1. Objetivos gerais	33
9.2. Objetivos específicos	33
10. MATERIAIS E MÉTODOS	35
10.1. Desenho do estudo.....	36
10.2. Aspectos éticos e legais	36
10.3. Tamanho da amostra	37
10.4. Participantes	37

10.5.	Variáveis	39
10.6.	Instrumentos	40
10.7.	Procedimentos	43
10.8.	Análise estatística	45
11.	RESULTADOS.....	50
11.1.	Estudo I.....	51
11.2.	Estudo II.....	57
11.3.	Estudo III.....	65
12.	DISCUSSÃO	72
13.	CONCLUSIONS	91
14.	BIBLIOGRAFIA.....	93
15.	ANEXOS	109
15.1.	Anexo I - Resumo ampliado (Galego).....	110
15.2.	Anexo I - Resumen ampliado (Castellano).....	124
16.	PRODUÇÃO E ATIVIDADE CIENTÍFICA	138
16.1.	Frequência de cursos	139
16.2.	Estágios internacionais	140
16.3.	Publicações em revistas indexadas no <i>Journal Citation Report</i>	140

6. INTRODUÇÃO

A capacidade para manter tarefas motoras e cognitivas intensas e/ou prolongadas, desempenha um papel crucial em várias dimensões da vida humana, onde se incluem as atividades diárias, a prática de exercício físico e as atividades ocupacionais.

No entanto, quando são realizadas atividades de elevada intensidade ou duração, são desencadeados processos psicofisiológicos que podem comprometer o desempenho motor e cognitivo, e que se traduzem frequentemente como fadiga (1).

A fadiga é frequentemente descrita como falta de vitalidade ou de energia, exaustão, cansaço, fraqueza ou letargia (2), mas é definida como "um sintoma em que a função física e cognitiva é limitada pela interação entre a fatigabilidade de desempenho e a fatigabilidade percecionada" (3), sendo ambas influenciadas por fatores moduladores onde se inclui a idade, sexo, presença de patologias e morbilidades, nível de condicionamento físico e características específicas das tarefas (1).

Neste contexto, a fatigabilidade representa um construto holístico em que a fadiga, enquanto parâmetro auto-reportado, é normalizada ao nível de determinada atividade (4), possibilitando a comparação entre indivíduos com níveis diferentes de saúde funcional (5) e enquadrando-se como medida complementar a outras medidas de saúde e de estados funcionais, inclusive na população idosa (6).

A fatigabilidade percecionada refere-se à sensação subjetiva de cansaço, aumento de esforço e discrepância entre o esforço despendido e o desempenho

real (3,7,8). Reflete as mudanças nas sensações que regulam o bem-estar de um indivíduo, dependendo quer da capacidade fisiológica para manter a homeostasia como do estado psicológico do indivíduo (8).

A fatigabilidade de desempenho é descrita como a diminuição de um parâmetro ou medida objetiva do desempenho físico ao longo de um período definido (3), estando diretamente associada à função contrátil do músculo e à capacidade do sistema nervoso central (SNS) suprir as necessidades exigidas pela tarefa (8). É avaliada através da execução de tarefas físicas (9) e, como tal, as características da tarefa, as necessidades associadas ao desempenho da mesma (intensidade da contração, velocidade, estabilidade, suporte do membro, etc.), bem como as características fisiológicas da população (sexo e idade) determinam a fatigabilidade de desempenho e os mecanismos envolvidos (10).

Como dimensões da fadiga, quer a fatigabilidade de desempenho como a fatigabilidade percebida contribuem para a experiência global de fadiga (1).

Na população idosa, a fadiga é frequentemente um dos sintomas mais incapacitantes (11) e pode representar um sistema de alerta fisiológico (4) sendo um dos cinco critérios de estado de fragilidade nos idosos (fenótipo Fried) (12).

A elevada prevalência da fadiga que se verifica nos idosos (11,13–15), pode ser causada por condições patológicas subjacentes, deterioração fisiológica associada ao envelhecimento (4,16,17), diminuição da atividade física, mesmo em tarefas diárias (5) e pior autopercepção de saúde, que parece estar relacionada com maior índice de fadiga (18).

No entanto, mesmo sem a presença de patologia, a fadiga interfere frequentemente no desempenho funcional dos idosos (13,19,20), pode promover a diminuição da interação social (21), e é considerada preditora do aumento da utilização de serviços de saúde (22) e de mortalidade (23).

Considerando o contínuo aumento da população idosa (24) e os atuais objetivos globais de preservação da saúde e independência funcional nessa faixa etária (19), a atividade isométrica emerge como uma estratégia significativa em contextos desportivos e de reabilitação. Esta abordagem visa otimizar a saúde, a capacidade física e o desempenho funcional dos idosos, envolvendo o recrutamento e ativação muscular sustentados, sem movimento articular visível ou alteração no comprimento muscular (25,26). Além disso, está associada a benefícios ao nível da estabilidade articular, da diminuição da pressão arterial (26,27) e da dor (28).

No entanto, tarefas isométricas mais exigentes, como as que requerem a elevação e manutenção dos membros superiores numa posição específica e sem apoio (atividade isométrica posicional) estão associadas a uma maior fadiga (29–31). Essa fadiga está relacionada com a necessidade contínua de ajustar a carga para manter o(s) membro(s) sem apoio, resultando numa maior necessidade metabólica e ventilatória (29–33), com modificação do padrão respiratório e com implicações para a fatigabilidade e cinemática do membro superior (34,35).

A fadiga pode manifestar-se através de alterações do movimento nomeadamente por diminuição da precisão do movimento, redução da acuidade proprioceptiva e diminuição da co-contração muscular (36–40).

Como tal, a abordagem biomecânica pode proporcionar a identificação de alterações cinemáticas relacionadas com a fadiga (41), o que tem sido realizado por intermédio de sistemas optoelectrónicos ou equivalentes.

No entanto, as unidades de medição inercial (*inertial measurement units* - IMUs) surgiram como uma alternativa a esses sistemas e, por oferecerem maior portabilidade, custo-efetividade e acessibilidade, estão a tornar-se uma opção frequente (42,43).

As IMUs combinam a informação de acelerómetros, giroscópios e magnetómetros para fornecer resultados contínuos e precisos relacionados com a orientação de um indivíduo (ou segmento) no espaço tridimensional, em tempo real, em ambientes naturais e durante atividades diárias (44–46).

Apesar da sua utilização crescente nos últimos anos, grande parte da investigação relativa à utilização destes instrumentos tem-se focado na validação de protocolos específicos e na demonstração da viabilidade dos sistemas de IMU (44,47,48), tendo sido demonstrada a sua validade e fidedignidade (47,49), especialmente no que se refere a parâmetros temporais (41) e em atividades simples (50).

Paralelamente, estudos recentes têm demonstrado que as IMUs medem adequadamente a função motora e fornecem informações importantes sobre componentes do movimento que contribuem para o desempenho da tarefa, incluindo a exatidão, precisão e suavidade (51), mesmo que seja apenas com uma IMU (52).

Os sistemas de IMU foram originalmente desenvolvidos para captura e análise de movimento no âmbito da investigação biomecânica e atualmente já são utilizados para avaliar parâmetros relacionados com a fadiga. No entanto, esta é ainda uma área de investigação relativamente nova, com evidências limitadas, especialmente no que se refere a tarefas que envolvam os membros superiores ou populações idosas (43,53).

7. JUSTIFICAÇÃO

Numa população em envelhecimento, onde a manutenção da saúde e a independência são objetivos globais, a fadiga é um dos sintomas mais prevalentes e incapacitantes.

A atividade isométrica tem sido reconhecida como uma estratégia valiosa para melhorar a saúde, a condição física e o desempenho funcional nos idosos, oferecendo benefícios ao nível da estabilidade articular, redução da pressão arterial e diminuição da dor em geral. No entanto, os efeitos da atividade isométrica na fatigabilidade em idosos podem variar devido a diferenças nos ajustes psicofisiológicos e em mecanismos limitantes que ocorrem durante tarefas fatigantes, como as que implicam a manutenção posicional dos membros sem apoio.

Compreender a influência da atividade isométrica dos membros superiores na fatigabilidade (desempenho e percebida) dos idosos e a sua relação com a qualidade de vida e atividade física é crucial para compreender o papel da fadiga no desenvolvimento da incapacidade e identificar fatores de risco que contribuem para o declínio funcional desta população.

A abordagem biomecânica pode proporcionar a identificação de alterações cinemáticas relacionadas com a fadiga, nomeadamente na precisão do movimento, propriocepção e co-contração. Embora as IMUs ofereçam um método portátil e não invasivo para a avaliação cinemática e a sua utilização tenha ganho destaque nos últimos anos, a aplicação para avaliação da fadiga ainda está em estágios iniciais de desenvolvimento.

Face às vantagens de utilização dos IMUs relativamente a outros sistemas, nomeadamente a possibilidade de capturar dados contínuos, em tempo real e em ambientes do dia a dia, existe a necessidade de investigar a utilização deste instrumento na avaliação da fadiga, nomeadamente o comportamento cinemático do membro superior durante a execução de atividade isométrica posicional e a sua relação com a fatigabilidade nos idosos. A identificação de alterações no comportamento cinemático do membro superior que permitam antecipar ou detetar precocemente a fadiga nesta população, poderá reduzir efeitos potencialmente prejudiciais da aplicação de atividades isométricas nos idosos e possibilita a prescrição de práticas mais específicas que aumentem a eficiência dos idosos em situações desportivas, recreativas ou de reabilitação.

8. HIPÓTESES

A presente investigação considerou cinco hipóteses principais de acordo com as questões estabelecidas em cada um dos três estudos.

No estudo I, as hipóteses foram:

- a) A AIPMS produz alterações na fadigabilidade percebida e de desempenho, que se relacionam fortemente entre si;
- b) As alterações na fadigabilidade percebida e de desempenho estão relacionadas com características sociodemográficas e antropométricas, qualidade de vida e atividade física dos participantes.

No estudo II, as hipóteses foram:

- a) Durante a AIPMS, existem alterações na aceleração do membro superior;
- b) A fadigabilidade de desempenho está relacionada com a variação da aceleração média.

No estudo III, as hipóteses foram:

- a) A evolução da fadigabilidade percebida está associada à variação da aceleração média do membro superior durante a atividade.

9. OBJETIVOS

9.1. Objetivos gerais

Cada um dos estudos que compõem esta tese por compêndios possui um objetivo principal.

O primeiro estudo teve como objetivo principal compreender a influência da AIPMS na fadigabilidade percebida e de desempenho de indivíduos idosos.

O segundo estudo procurou identificar o comportamento cinemático do membro superior durante a atividade isométrica posicional e a sua relação com a fadigabilidade de desempenho.

Por fim, o terceiro estudo teve como objetivo principal investigar a existência de uma relação entre a cinemática do membro superior e a fadigabilidade percebida pelos indivíduos durante a execução da atividade isométrica posicional.

9.2. Objetivos específicos

Considerando os objetivos gerais identificados, foram estabelecidos também objetivos específicos, que se enumeram seguidamente:

- Identificar diferenças sociodemográficas e antropométricas (idade, sexo, peso, altura e índice de massa corporal) dos participantes (estudos I, II e III).
- Identificar diferenças na qualidade de vida relacionada com dimensões da saúde e nível de atividade física dos participantes (estudo I).
- Descrever a variação da fadigabilidade percebida ao longo da execução da AIPMS (estudo I).

- Determinar a correlação entre a variação da fadigabilidade percebida e a fadigabilidade de desempenho (estudo I).
- Determinar a correlação entre as características dos participantes (sociodemográficas, antropométricas, qualidade de vida e atividade física) e a fadigabilidade (percebida e desempenho) (estudo I).
- Descrever o comportamento da aceleração média do membro superior ao longo da execução da AIPMS (estudo II).
- Determinar a correlação entre o comportamento da aceleração média do membro superior ao longo da execução da AIPMS e a fadigabilidade de desempenho (estudo II).
- Determinar a correlação entre o comportamento da aceleração média do membro superior e a variação da fadigabilidade percebida ao longo da execução da AIPMS (estudo III).

10. MATERIAIS E MÉTODOS

10.1. Desenho do estudo

Para levar a cabo esta tese por compêndios de artigos foi desenvolvido uma investigação quantitativa do tipo *clinical trial* com desenho quasi-experimental (pré e pós teste) sem aleatorização e com grupo único, em que foram recolhidos dados relativos a características sociodemográficas e antropométricas, qualidade de vida e atividade física dos participantes, à fatigabilidade (percecionada e de desempenho) e ao comportamento cinemático do membro superior durante a execução de uma AIPMS.

A investigação foi registada na plataforma *ClinicalTrials.gov* (NCT04938791) e os seus métodos e resultados foram apresentados nos artigos seguindo as orientações dispostas no *Consolidated Standards of Reporting Trials 2010 Statement* - CONSORT 2010 (54), com as devidas adaptações por se tratar de um estudo quasi-experimental.

10.2. Aspetos éticos e legais

O projeto de investigação foi submetido para apreciação à Comissão de Ética da Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa - Lisboa, Portugal, e obteve parecer favorável no dia 5 de março de 2021 (ESSCVP-EC_01/2021).

A elegibilidade dos participantes foi aferida de acordo com critérios de inclusão e exclusão previamente estabelecidos. Após serem informados do objetivo e procedimentos gerais, todos os participantes elegíveis deram voluntariamente o seu consentimento escrito para participar no estudo.

Durante todo o processo de investigação, foram seguidos os princípios éticos para a investigação humana definidos na Declaração de Helsínquia (55).

10.3. Tamanho da amostra

O cálculo do tamanho amostral da investigação foi realizado com a ajuda do software G * Power 3.1.9.2 (G * Power ©; University of Düsseldorf; Germany).

Para observar diferenças antes e após a AIPMS e considerando que se pretendeu atingir um intervalo de confiança estatística de 95%, foi utilizado um teste de hipóteses bilateral (2-tailed), com tamanho de efeito de 0.90, um erro de α de 0.05 e uma potência estatística de 0.80 (β error = 20%).

O resultado obtido foi um tamanho amostral requerido de 18 participantes.

10.4. Participantes

Os participantes nesta investigação foram recrutados na comunidade envolvente ao local de recolha de dados (CrossLab, Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa – Lisboa, Portugal), por método de amostragem não probabilística por conveniência e com grupo único, entre outubro de 2021 e fevereiro de 2022.

Assumindo a possibilidade de perda amostral, foram recrutados 39 indivíduos que aceitaram participar na investigação e aos quais foram aplicados critérios de elegibilidade (inclusão e exclusão).

10.4.1. Critérios de inclusão

Para serem elegíveis para participação nos estudos considerou-se como critério de inclusão a idade igual ou superior a 65 anos de idade.

10.4.2. Critérios de exclusão

Para exclusão de participação nos estudos foram definidas condições semelhante às de um estudo anterior (56): 1) história de patologia cardíaca, vascular e/ou respiratória, hipertensão não controlada, cardiomiopatia ou intolerância ao exercício; 2) presença de distúrbios cognitivos ou neurológicos que impedissem o participante de compreender ou atender os procedimentos do estudo; 3) índice de massa corporal ≥ 40 ; ou 4) presença de disfunções neuromusculares ou ortopédicas que limitassem o movimento ou a manutenção dos membros superiores a 90° de flexão.

10.4.3. Amostra

Dos 39 indivíduos inicialmente recrutados, sete foram excluídos de todos os estudos, por atenderem a critérios de exclusão, e um dos participantes foi excluído dos estudos II e III, por a IMU ter caído durante a atividade isométrica e como tal, ter comprometido a recolha dos dados.

Assim, o estudo I envolveu 32 participantes (16 homens e 16 mulheres) e os estudos II e III envolveram 31 participantes (16 homens e 15 mulheres).

10.5. Variáveis

10.5.1. Dados sociodemográficos, antropométricos e clínicos

Para os três estudos foram recolhidos os seguintes dados socioeconómicos e antropométricos da amostra: sexo (masculino / feminino), idade (medida em anos), altura (medida em m), peso (medido em Kg) e índice de massa corporal (IMC) (medido em Kg/m²).

Para o estudo I, de modo a aferir a existência de relações entre a fatigabilidade percecionada, qualidade de vida e a atividade física, foram recolhidos dados por questionário que permitiram aferir a perceção da qualidade de vida (medida por *score*) em 8 dimensões de saúde (SF36 *Função física*, SF36 *Desempenho/físico*, SF36 *Dor*, SF36 *Saúde geral*, SF36 *Vitalidade*, SF36 *Função social*, SF36 *Desempenho/emocional*, SF36 *Saúde mental*) (57,58), estimar o tempo semanal (medido em min/sem) despendido em atividades de exigência metabólica moderada e vigorosa, e classificar os participantes de acordo com o seu nível de atividade física (ativo ou sedentário) (59).

10.5.2. Dados relativos à fatigabilidade

Para o estudo I e III foi recolhida a fatigabilidade percecionada (PcFat) antes de iniciar a atividade (PcFat0%), durante a atividade em diferentes períodos (PcFat 25%, PcFat50% e PcFat75%) e no final da atividade (PcFat100%) (medida por *score*).

A partir destes dados foi calculada também a variação de fadigabilidade (VPcFat) entre diferentes períodos (VPcFat 0-25%, VPcFat 25-50%, VPcFat 50-75%, VPcFat 75-100%, VPcFat 0-50%, VPcFat 25-75% e VPcFat 50-100%)

Para o estudo I e II foi recolhida a fadigabilidade de desempenho avaliada através do tempo até falência de atividade (TFA), que corresponde ao tempo decorrido entre o início e a cessação da atividade (medido em seg).

10.5.3. Dados cinemáticos do membro superior

Para avaliar as alterações cinemáticas associadas à fadigabilidade (estudo II e III) foi recolhida a aceleração do membro superior nos eixos X, Y e Z (medida em m/s^2) ao longo de toda a atividade.

10.6. Instrumentos

10.6.1. *Medical Outcomes Study Short Form Health Survey 36 Item version 2 (MOS-SF-36v2®)*

A perceção da qualidade de vida relacionada com a saúde (estudo I) foi avaliada com a versão portuguesa do questionário *Medical Outcomes Study Short Form Health Survey 36 Item version 2 (MOS-SF-36v2®)*, considerado um instrumento valido e fidedigno para a população portuguesa (14,15,60,61).

O SF-36 é um questionário de autoadministração que pode ser usado por pessoas com 14 anos de idade ou mais, para medir a perceção do estado de saúde em oito dimensões (função física, desempenho – físico, dor, saúde geral,

vitalidade, função social, desempenho – emocional e saúde mental), em diferentes faixas etárias, doenças e grupos de tratamento. As pontuações variam de 0 (pior estado de saúde) a 100 (melhor estado de saúde) (58,62)

10.6.2. *European Prospective Investigation into Cancer and Nutrition Physical Activity Questionnaire (EPIC-PAQ)*

O nível de atividade física (estudo I) foi avaliado recorrendo à versão portuguesa do *European Prospective Investigation into Cancer and Nutrition Physical Activity Questionnaire (short version)* (EPIC-PAQ) (59).

Este questionário permite estimar o gasto energético através da avaliação da intensidade e duração média da atividade física autorrelatada pelos participantes em três dimensões distintas (ocupacional, doméstica e de lazer) e categorizá-los como "Ativos", quando relatam pelo menos 150 minutos por semana de atividade física moderada, ou pelo menos 75 minutos por semana de atividade física vigorosa.

10.6.3. *Escala Borg CR10 (Borg CR10 Scale®)*

A fadigabilidade percebida (estudo I e III) foi aferida com recurso à versão portuguesa da escala de Borg CR10 (Borg CR10 Scale®), que é uma escala geral de intensidade, com propriedades categóricas-razão e é adequada para quantificar sensações subjetivas de esforço, tais como fadiga localizada, falta de ar, dispneia, desconforto e dor (63). Para esta investigação, os participantes

foram instruídos a relatar o esforço percebido para fadiga localizada ou desconforto nos membros superiores.

10.6.4. Tempo até falência de atividade (TFA)

A fatigabilidade de desempenho (estudo I e II) foi quantificada através do tempo decorrido até à cessação da atividade (TFA). O período em que uma atividade/tarefa é mantida pode ser utilizado como um indicador de resultado de fatigabilidade de desempenho (3).

10.6.5. Unidade de medição inercial (IMU)

A aceleração tridimensional do membro superior (estudos II e III) foi recolhida através de um módulo IMU (MTw Awinda, Xsens Technologies B.V., Enschede, Holanda).

A orientação do módulo é calculada pela aplicação de um algoritmo (XKF3hm) que alia os dados tridimensionais inerciais e do magnetómetro, para estimar a orientação tridimensional de um segmento em relação a um sistema de coordenadas fixo.

Os dados obtidos e processados pelo módulo IMU são enviados, via wireless através da Estação Awinda (Xsens Technologies B.V., Enschede, Holanda), para um computador, a uma taxa de amostragem de 100 Hz (64). A visualização e gravação de dados foram realizadas com recurso ao software MT Manager, versão 4.4.0 (Xsens, Enschede, Holanda).

10.7. Procedimentos

A recolha de dados foi realizada no *CrossLab*, Laboratório de Investigação em Saúde da Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa - Lisboa, Portugal, numa sala com temperatura constante de 23 °C.

Todos os sujeitos seguiram o mesmo protocolo e receberam instruções para evitar o consumo de bebidas com cafeína 2 horas antes da investigação.

Os dados recolhidos foram utilizados para o desenvolvimento dos estudos I, II e III.

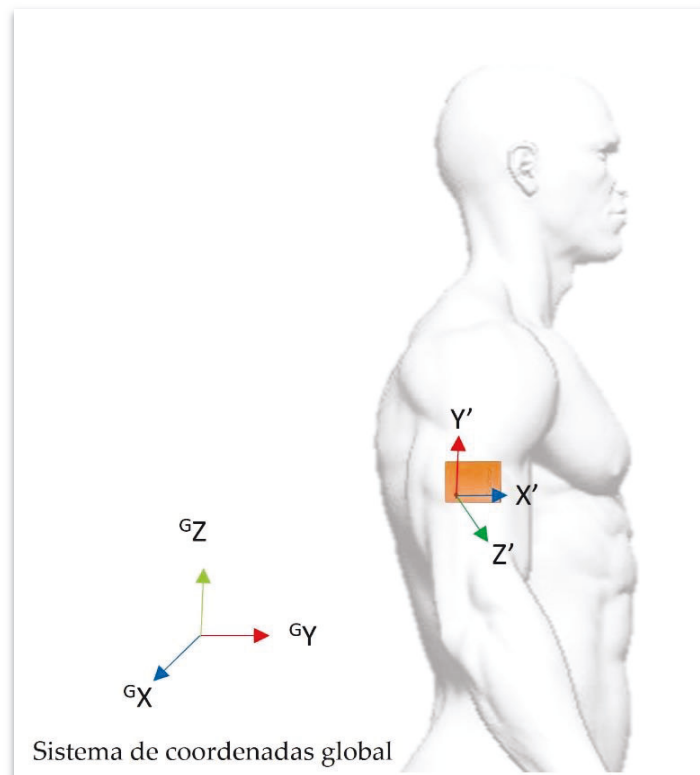
Inicialmente, os sujeitos foram pesados e medidos e, em seguida, foram convidados a preencher um breve questionário de caracterização e os questionários MOS-SF36 e EPIC-PAQ.

Após completarem os questionários, os sujeitos descansaram durante cinco minutos numa cadeira confortável, com os pés apoiados no chão (posição de repouso). Durante este período, foram feitas recomendações sobre a tarefa que teriam de realizar, foi explicado o uso da escala de Borg CR10, foi registada a fadigabilidade percebida de repouso e o IMU foi posicionado.

O IMU foi colocado na região lateral do úmero do braço dominante de modo que o sistema de coordenadas de referência tivesse o eixo X a apontar para frente, o eixo Y a apontar para cima, e o eixo Z a apontar lateralmente e perpendicularmente ao plano sagital (Figura 1). Foi utilizada fita de dupla face para minimizar artefactos relacionados com os tecidos moles (64).

De seguida, o IMU foi calibrado com os participantes sentados (*N pose*), alinhando o sistema de coordenadas local do IMU com o sistema de coordenadas de referência global. Desta forma, o sistema de coordenadas local

Figura 1 - Colocação da IMU e sistema de coordenadas de referência antes da calibração (*alignment reset*).



Fonte: Autoria própria.

assumiu a mesma orientação e alinhamento do sistema de coordenadas global, permitindo que todos os participantes tivessem a mesma orientação e alinhamento de movimento, facilitando a análise dos dados (64,65), ou seja, o movimento do IMU passou a ser representado no sistema de coordenadas global (x - y - z = norte-oeste-cima), de modo que o eixo X aponta para frente, o eixo Y aponta lateralmente e o eixo Z aponta para cima.

Após os 5 minutos de repouso, foi solicitado aos participantes que realizassem flexão dos membros superiores até 90° com as mãos viradas uma para a outra (37) e mantivessem a posição o máximo de tempo que conseguissem.

Ao longo da atividade, os sujeitos receberam instruções para manter a postura do tronco, pescoço e cabeça, e relataram a intensidade de fadiga de acordo com a escala de Borg CR10, sempre que ouviam um som (reproduzido a cada 1 minuto e até o final da tarefa).

Os dados de aceleração foram recolhidos e registados durante todo o período.

Imediatamente após a cessação da tarefa, os participantes retomaram à posição de repouso, e foi registado a fatigabilidade percecionada final e o tempo total de atividade.

10.8. Análise estatística

A análise dos dados foi realizada recorrendo ao software estatístico *SPSS® statistical software for Windows* (IBM Company, Armonk-NY, USA) nas versões 25.0 (estudo I) e 28.0 (estudo II e III), considerando um erro α de 0.05 (valor $p < 0.05$ como estatisticamente significativo) e um intervalo de confiança de 95%.

Em todos os estudos, as variáveis, nomeadamente as características demográficas e antropométricas dos participantes, são apresentadas através de medidas centrais e de dispersão como média, desvio padrão (DP) e valores máximo e mínimo.

Devido à heterogeneidade de duração da atividade dos participantes e, conseqüentemente, do número de medidas de fadigabilidade percebida e de aceleração do membro superior nos três eixos, houve a necessidade de realizar a sua normalização para torná-los comparáveis.

Como tal, para a normalização da fadigabilidade percebida (estudos I e III) foram estabelecidos cinco pontos de corte correspondentes à fadigabilidade percebida numa determinada percentagem do tempo de atividade (0, 25, 50, 75 e 100% do TFA) (66). Este processo de normalização considerou o tempo mínimo de atividade obtido (128 segundos) e garantiu um tempo mínimo de atividade entre pontos de cortes de 30 segundos (67)

Considerando a natureza dos dados de aceleração (dados contínuos) (estudos II e III) foram considerados 10 pontos de corte desde o período basal até ao final da atividade (100% TFA), correspondendo a intervalos de 10% (68,69).

Para cada ponto de corte, foi calculada a aceleração média em cada eixo. O ponto de corte basal de cada eixo representa a média dos dados nos primeiros 15 segundos de atividade após cada participante ter atingido 90° de flexão do membro superior.

De modo semelhante ao que foi realizado num estudo anterior (70), foi também calculada a taxa média de variação da aceleração para cada ponto de corte de cada eixo, dividindo o valor do ponto de corte de cada participante, em cada eixo, pelo respetivo valor basal, refletindo a proporção de mudança da aceleração relativamente ao valor basal. Valores de corte iguais a 1, indicam que não houve modificação em relação ao valor basal, e valores superiores ou inferiores a 1

indicam, respetivamente, um aumento ou diminuição da aceleração média em relação ao valor basal.

Para além disso, foram utilizados testes estatísticos específicos para avaliar a existência de diferenças entre grupos ou momentos de análise e avaliar a força de associação entre variáveis e que são descritos de seguida.

10.8.1. Estudo I

O teste de *Shapiro-Wilk* foi utilizado para verificar a normalidade da distribuição das variáveis ($p > 0,05$).

As variáveis normais (Idade, Peso, Altura, IMC, MOS-SF36 função física, vitalidade e saúde geral, PcFat25% e PcFat50%, VPcFat 25-50%, VPcFat 0-50%, VPcFat 50-100% e VPcFat 25-75%) foram analisadas com recurso a testes paramétricos como o teste t de *Student* para amostras independentes para determinar a existência de diferenças significativas entre sexos e grupos de nível de atividade física e o teste t de *Student* para amostras emparelhadas para determinar diferenças significativas entre dois momentos. O teste de *Levene* foi usado para testar a igualdade de variâncias. O coeficiente de correlação de *Pearson* foi utilizado para medir a força de associação linear entre variáveis (71).

Para variáveis sem distribuição normal, foram utilizados testes não paramétricos: o teste U de *Mann-Whitney* para amostras independentes para aferir diferenças das variáveis entre sexos e grupos de nível de atividade física; o teste de *Kruskal-Wallis* para variáveis independentes que se utilizou para comparar grupos de classe de IMC; o teste de *Wilcoxon* para amostras emparelhadas para

comparar variáveis de fadigabilidade em momentos diferentes; e coeficiente de correlação de *Spearman* para medir a força e direção da associação entre variáveis.

10.8.2. Estudo II

O teste de *Shapiro-Wilk* foi utilizado para identificar as variáveis com distribuição normal ($p > 0,05$).

As características demográficas, antropométricas e as variáveis do eixo Z seguiram uma distribuição normal. Para estas variáveis foi usado, o teste t de *Student* para amostras independentes para analisar a presença de diferenças significativas entre sexos e o teste t de *Student* para amostras emparelhadas para analisar diferenças significativas entre dois pontos de corte. O teste de *Levene* foi usado para testar a igualdade de variâncias.

Relativamente às variáveis sem distribuição normal (TFA, eixos X e Y), foram utilizados os testes não paramétricos U de *Mann-Whitney* para amostras independentes para identificar diferenças das variáveis entre sexos e o teste de *Wilcoxon* para amostras emparelhadas para aferir diferenças entre momentos diferentes.

O coeficiente de correlação de *Spearman* foi calculado para quantificar a força e a direção da associação entre todas as variáveis (71).

10.8.3. Estudo III

O teste de *Shapiro-Wilk* foi usado para verificar a distribuição normal das variáveis, com um nível de significância definido em $p > 0,05$. Verificou-se que as características demográficas, antropométricas e as variáveis VPcFat 0-50% e VPcFat 50-100% seguiam uma distribuição normal.

Com base na distribuição normal dessas variáveis, utilizou-se o teste t de *Student* para amostras independentes para avaliar diferenças significativas entre sexos e para examinar diferenças significativas entre as médias dos dois estados de fadigabilidade utilizou-se o teste t de *Student* para amostras emparelhadas. O teste de *Levene* foi usado para testar a igualdade de variâncias.

Para variáveis que não apresentaram distribuição normal foram aplicados testes não paramétricos. Foi usado o teste U de *Mann-Whitney* para amostras independentes para comparar diferenças nas variáveis entre os sexos. O teste de *Wilcoxon* para amostras emparelhadas foi utilizado para aferir a existência de diferenças entre as médias dos dois períodos de fadigabilidade.

O coeficiente de correlação de *Spearman* foi calculado para avaliar a força e direção da associação entre as variáveis, independentemente de sua distribuição (71).

11.RESULTADOS

11.1. Estudo I

11.1.1. Caracterização demográfica, antropométrica, clínica e do nível de atividade física da amostra

No estudo I participaram 32 participantes dos quais 16 eram homens (50%) e 16 eram mulheres (50%).

Os dados demográficos, antropométricos e clínicos, bem como os relacionados com a atividade física estão disponíveis na Tabela 1.

Relativamente ao peso e altura, foram observadas diferenças significativas relacionadas com o sexo, mas sem repercussões no IMC.

Nas dimensões de saúde, a função social ($88,67 \pm 15,99$) e desempenho - emocional ($88,54 \pm 18,54$) foram as dimensões com maiores pontuações médias. A vitalidade ($51,88 \pm 15,75$) e a saúde mental ($58,25 \pm 17,97$) foram as dimensões com pior pontuação no MOS-SF36. Os homens apresentaram pontuações médias mais elevadas em todas as dimensões, mas apenas foram observadas diferenças significativas relacionadas com o sexo, nas dimensões função física ($p= 0,009$), dor ($p= 0,023$) e saúde mental ($p= 0,039$).

O tempo médio de atividade física despendido em atividades moderadas a vigorosas foi de 646,53 minutos semanais ($\pm 701,66$ minutos/semana) e cerca de 69% dos participantes ($n=22$) foram considerados ativos. Foram identificadas diferenças estatisticamente significativas no tempo despendido em atividades de intensidade moderada ($p = 0,035$), com as mulheres a despendem mais tempo semanal em atividades desta intensidade (696 ± 180 min/semana vs. 263 ± 75 min/semana), comparativamente aos homens.

Tabela 1 - Características demográficas, antropométricas, clínicas da amostra e tempo de prática de atividade física.

Características da amostra		Amostra total n=32 Média±DP (Min-Max)	Mulheres n=16 Média±DP (Min-Max)	Homens n=16 Média±DP (Min-Max)	Valor <i>p</i>	Tamanho de efeito <i>Cohen's d</i>
Características demográficas e antropométricas	Idade (anos)	72.50 ± 5.18 (65 - 85)	70.00 ± 1.00 (65 - 85)	73.00 ± 1.00 (65 - 82)	0.641 ¹	3.000
	Peso (kg)	73.34 ± 12.83 (48 - 100)	68.25 ± 12.25 (48 - 86.5)	78.44 ± 11.61 (57.90 - 100)	0.022 ¹	0.854
	Altura (m)	1.59 ± 0.08 (1.48 - 1.76)	1.54 ± 0.50 (1.48 - 1.65)	1.65 ± 0.06 (1.57 - 1.76)	< 0.01 ¹	0,199
	IMC (kg/m ²)	28.72 ± 4.58 (21.56 - 37.94)	28.7 ± 1.28 (21.56 - 37.94)	28.74 ± 1.04 (23.42 - 35.61)	0.982 ¹	0.034
Dimensões MOS-SF36	Função física	74.38 ± 19.62 (30 - 100)	66.00 ± 5.00 (30 - 100)	83.00 ± 4.00 (40 - 100)	< 0.01 ¹	3.750
	Desempenho / físico	80.47 ± 23.64 (31 - 100)	77.00 ± 6.00 (31 - 100)	84.00 ± 6.00 (31 - 100)	0.254 ²	0.216
	Dor	69.81 ± 25.32 (22 - 100)	59.00 ± 6.00 (22 - 100)	80.00 ± 6.00 (41 - 100)	0.023 ²	0.400
	Saúde Geral	61.28 ± 19.82 (30 - 100)	55.00 ± 5.00 (30 - 92)	68.00 ± 5.00 (45 - 100)	0.051 ¹	2.600
	Vitalidade	51.88 ± 15.75 (25 - 80)	47.00 ± 4.00 (25 - 80)	57.00 ± 4.00 (35 - 80)	0.072 ¹	2.500
	Função social	88.67 ± 15.99 (38 - 100)	88.00 ± 4.00 (38 - 100)	89.00 ± 4.00 (50-100)	0.867 ²	0.036
	Desempenho / emocional	88.54 ± 18.54 (42 - 100)	82.00 ± 6.00 (42 - 100)	95.00 ± 2.00 (67 - 100)	0.270 ²	0.215
	Saúde Mental	58.25 ± 17.97 (16 - 80)	51.00 ± 4.00 (16 - 80)	65.00 ± 4.00 (32 - 80)	0.039 ²	0.370
Tempo de atividade física	Tempo total (min/sem)	646.53 ± 701.66 (0 - 2520)	668.00 ± 173.00 (0 - 2520)	625.00 ± 183.00 (0 - 2520)	0.669 ¹	0.078
	Intensidade moderada (min/sem)	479.44 ± 586.18 (0 - 2520)	696.00 ± 180.00 (0 - 2520)	263.00 ± 75.00 (0 - 840)	0.035 ¹	0.380
	Intensidade vigorosa (min/sem)	234.03 ± 491.08 (0 - 2100)	107.00 ± 72.00 (0 - 840)	361.00 ± 155.00 (0 - 2100)	0.323 ¹	0,227

Para todas as análises, $p < 0.05$ foi considerado estatisticamente significativo.

¹ Teste T de Student para amostras independentes

² Teste Mann-Whitney U para amostras independentes

Abreviaturas: IMC, Índice de massa corporal; MOS-SF36, *Medical Outcomes study short-form health survey 36 item*; DP, desvio padrão

11.1.2. Caracterização da fadigabilidade percebida e de desempenho da amostra

Os dados relativos à fadigabilidade podem ser observados na Tabela 2.

A fadigabilidade percebida (PcFat) aumentou progressivamente ao longo do tempo de atividade, com diferenças significativas entre todos os períodos analisados ($p < 0,05$). As mulheres apresentaram continuamente pontuações médias inferiores às dos homens, não sendo a diferença estatisticamente significativa.

A maior variação de fadigabilidade percebida (VPcFat) foi detetada no terceiro (VPcFat 50-75%) e quarto quartil (VPcFat 75-100%) da atividade, resultando em diferenças significativas entre o segundo e o terceiro quartil de atividade ($p = 0,005$) e entre a primeira e segunda metade da atividade ($p = 0,011$).

Em relação à fadigabilidade de desempenho, o TFA foi de 472,25 segundos, sendo que, em média, os homens mantiveram a atividade por mais tempo ($572,88 \pm 333,94$ segundos) do que as mulheres ($371,63 \pm 221,18$ segundos).

Entre a fadigabilidade percebida e de desempenho identificou-se uma relação positiva, moderada e estatisticamente significativa no final da atividade, entre PcFat75% e o TFA ($\rho = 0,544$, $p < 0,01$) e entre PcFat100% e o TFA ($\rho = 0,645$, $p < 0,01$) (Tabela 3). As mulheres seguem esta tendência e com uma força de associação maior do que a identificada nos homens. No entanto, nos homens, para além de existir relação no final da atividade (PcFat75%: $\rho = 0,522$, $p < 0,05$), também foi observada uma relação entre o TFA e a PcFat25% ($\rho = 0,568$, $p < 0,05$).

Tabela 2 - Caracterização da fadigabilidade percebida e de desempenho.

Fadigabilidade	Amostra total Média±DP (Min-Max)	Mulheres Média±DP (Min-Max)	Homens Média±DP (Min-Max)	Valor p	Tamanho de efeito Cohen's d		Medidas repetidas	
					Valor p	Tamanho de efeito Cohen's d	Valor p	Tamanho de efeito Cohen's d
PcFat 0%	0.47 ± 0.88 (0.00 - 3.00)	0.38 ± 0.89 (0.00 - 3.00)	0.56 ± 0.89 (0.00 - 3.00)	0.4452	0.177	<0.001 ⁴	0.760	
PcFat 25%	2.00 ± 1.48 (0.00 - 6.00)	1.69 ± 1.11 (0.00 - 3.00)	2.31 ± 1.75 (0.00 - 6.00)	0.2371	0.423			
PcFat 50%	3.67 ± 2.00 (0.00 - 8.00)	3.03 ± 1.45 (0.00 - 5.00)	4.31 ± 2.29 (0.00 - 8.00)	0.0691	0.668			<0.001 ³
PcFat 75%	6.11 ± 2.18 (2.00 - 9.00)	5.5 ± 1.81 (2.00 - 8.00)	6.72 ± 2.41 (2.00 - 9.00)	0.0942	0.299		0.880	
PcFat 100%	8.25 ± 2.29 (3.00 - 10.00)	7.75±2.46 (3.00 - 10.00)	8.75 ± 2.05 (4.00 - 10.00)	0.2102	0.243			<0.001 ⁴
VPcFat 0-25%	1.53 ± 1.41 (0.00 - 5.00)	1.31 ± 0.98 (0.00 - 3.00)	1.75 ± 1.74 (0.00 - 5.00)	0.7522	0.061	0.674	0.075	
VPcFat 25-50%	1.67 ± 1.18 (0.00 - 4.00)	1.34 ± 0.87 (0.00 - 3.50)	2.00 ± 1.38 (0.00 - 4.00)	0.1181	0.572			
VPcFat 50-75%	2.44 ± 1.16 (0.50 - 4.50)	2.47 ± 1.22 (0.50 - 4.00)	2.41 ± 1.13 (1.00 - 4.50)	0.8762	0.034			
VPcFat 75-100%	2.14 ± 1.34 (0.00 - 6.00)	2.25 ± 1.34 (0.50 - 5.50)	2.03 ± 1.37 (0.00 - 6.00)	0.6692	0.079	0.154	0.713	
VPcFat 0-50%	3.20 ± 2.12 (0.00 - 8.00)	2.66 ± 1.41 (0.00 - 5.00)	3.75 ± 2.59 (0.00 - 8.00)	0.1511	0.521			
VPcFat 50-100%	4.58 ± 1.97 (1.00 - 9.50)	4.72 ± 2.23 (1.00 - 9.50)	4.44 ± 1.74 (1.00 - 7.00)	0.6941	0.14		0.660	
TFA (sec)	472.25 ± 296.79 (128 - 1443)	371.63 ± 221.18 (128 - 1012)	572.88 ± 333.94 (286 - 1443)	0.0432	0.36			

Para todas as análises, p<0.05 foi considerado estatisticamente significativo.

¹ Teste T de Student para amostras independentes; ² Teste U de Mann-Whitney para amostras independentes

³ Teste T de Student para amostras emparelhadas; ⁴ Teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas.

Abreviaturas: PcFat, fadigabilidade percebida; VPcFat, variação da fadigabilidade percebida; TFA, tempo até falência de atividade; DP, desvio padrão; Min, Mínimo; Max, máximo.

11.1.3. Relação entre a fatigabilidade e as características da amostra

Como pode ser observado na Tabela 3, para a amostra total, só foi observada relação estatisticamente significativas (mas fraca) entre a fatigabilidade percecionada (PcFat 75%) e duas características da amostra: a dimensão MOS-SF36 função social ($\rho=-0,411$, $p<0,05$) e o tempo despendido em atividades vigorosas ($\rho=0,363$, $p<0,05$).

Não obstante, as mulheres apresentaram relações moderadas com a idade (PcFat25% e 50%), com o IMC (PcFat100%) e com a dimensão vitalidade do MOS-SF36 (PcFat25%). Os homens apresentaram uma relação moderada com as dimensões Dor (PcFat50% e 75%) e Vitalidade (PcFat50%) do MOS-SF36, mas também com o tempo despendido em atividades vigorosas (PcFat100%).

No que se refere à fatigabilidade de desempenho, identificou-se uma relação significativa e positiva com as dimensões MOS-SF36 função física ($\rho= 0,47$, $p<0,01$) e desempenho – físico ($\rho= 0,381$, $p<0,05$), embora na análise de grupo, apenas as mulheres tenham apresentado uma relação estatisticamente significativa com a função física ($\rho= 0,506$, $p<0,05$).

Foi também encontrada uma relação negativa e estatisticamente significativa entre IMC e TFA, que se observou ter mais força de associação nas mulheres ($\rho= -0,471$, $p<0,01$).

Tabela 3 - Relação entre fadigabilidade e características demográficas, antropométricas, antropométricas, qualidade de vida e tempo de atividade.

	Amostra total	Mulheres	Homens
Características demográficas e antropométricas	<p>IMC - Var PcFat 50-75% ($\rho=-0.656^{**}$)</p> <p>IMC - Var PcFat 25-75% ($r=-0.393^*$)</p> <p>IMC - Var PcFat 50-100% ($\rho=-0.620^{**}$)</p> <p>IMC - TFA ($\rho=-0.471^{**}$)</p>	<p>Idade - PcFat 25% ($r=0.660^{**}$)</p> <p>Idade - PcFat 50% ($r=0.524^*$)</p> <p>IMC - PcFat 100% ($\rho=-0.507^*$)</p> <p>IMC - Var PcFat 50-75% ($\rho=-0.785^{**}$)</p> <p>IMC - Var PcFat 25-75% ($r=-0.561^*$)</p> <p>IMC - Var PcFat 50-100% ($r=-0.718^{**}$)</p> <p>IMC - TFA ($\rho=-0.629^{**}$)</p>	<p>Idade - Var PcFat 75-100% ($\rho=-0.612^*$)</p>
Dimensões MOS-SF36	<p>Função social - PcFat 75% ($\rho=-0.411^*$)</p> <p>Função social - Var PcFat 25-50% ($\rho=-0.415^*$)</p> <p>Função social - Var PcFat 50-75% ($\rho=-0.356^*$)</p> <p>Função social - Var PcFat 25-75% ($\rho=-0.459^{**}$)</p> <p>Função física - TFA ($\rho=0.470^{**}$)</p> <p>Desempenho / prob. físico s- TFA ($\rho=0.381^*$)</p>	<p>Vitalidade - PcFat 25% ($r=-0.559^*$)</p> <p>Saúde mental - Var PcFat 75-100% ($\rho=0.584^*$)</p> <p>Saúde mental - Var PcFat 50-100% ($\rho=0.562^*$)</p> <p>Função física - TFA ($\rho=0.506^*$)</p>	<p>Dor - PcFat 50% ($\rho=-0.543^*$)</p> <p>Dor - PcFat 75% ($\rho=-0.556^*$)</p> <p>Vitalidade - PcFat 50% ($r=-0.533^*$)</p> <p>Dor - Var PcFat 0-25% ($\rho=-0.605^{**}$)</p> <p>Saúde geral - Var PcFat 25-50% ($r=-0.501^*$)</p> <p>Vitalidade - Var PcFat 25-50% ($r=-0.630^{**}$)</p> <p>Função social - Var PcFat 25-50% ($\rho=-0.706^{**}$)</p> <p>Dor - Var PcFat 0-50% ($\rho=-0.621^*$)</p> <p>Vitalidade - Var PcFat 0-50% ($r=-0.506^*$)</p> <p>Função social - Var PcFat 25-75% ($\rho=-0.585^*$)</p> <p>Vitalidade - Var PcFat 50-100% ($r=0.518^*$)</p>
Tempo de atividade física	<p>Vigorosa - PcFat 75% ($\rho=0.363^*$)</p> <p>Vigorosa - Var PcFat 25-50% ($\rho=-0.474^{**}$)</p> <p>Vigorosa - Var PcFat 25-75% ($\rho=-0.349^*$)</p> <p>Vigorosa - Var PcFat 50-100% ($\rho=-0.463^{**}$)</p>		<p>Vigorosa - PcFat 100% ($\rho=0.560^*$)</p> <p>Moderada - Var PcFat 25-75% ($\rho=0.528^*$)</p>
Fadigabilidade (PcFat e VPCFat - TFA)	<p>PcFat 75% - TFA ($\rho=0.544^{**}$)</p> <p>PcFat 100% - TFA ($\rho=0.645^{**}$)</p> <p>Var PcFat 50-75% - TFA ($\rho=0.368^*$)</p> <p>Var PcFat 0-50% - TFA ($\rho=0.397^*$)</p> <p>Var PcFat 50-100% - TFA ($\rho=0.366^*$)</p>	<p>PcFat 75% - TFA ($\rho=0.615^*$)</p> <p>PcFat 100% - TFA ($\rho=0.848^{**}$)</p> <p>Var PcFat 50-75% - TFA ($\rho=0.701^{**}$)</p> <p>Var PcFat 75-100% - TFA ($\rho=0.696^{**}$)</p> <p>Var PcFat 25-75% - TFA ($\rho=0.641^{**}$)</p> <p>Var PcFat 50-100% - TFA ($\rho=0.802^{**}$)</p>	<p>PcFat 25% - TFA ($\rho=0.568^*$)</p> <p>PcFat 75% - TFA ($\rho=0.522^*$)</p>

*Correlação estatisticamente significativa para $p<0.05$; **Correlação estatisticamente significativa para $p<0.01$ (bilateral).
 Abreviaturas: PcFat, fadigabilidade percebida; VPCFat, variação da fadigabilidade percebida; IMC, índice de massa corporal; MOS-SF36, Medical Outcomes study short-form health survey 36 item; TFA, tempo até falência de atividade.

11.2. Estudo II

11.2.1. Caracterização demográfica e antropométrica da amostra

O estudo II contemplou uma amostra de 31 participantes, dos quais 16 eram homens (51,6%) e 16 eram mulheres (48,4%), com idades compreendidas entre os 65 e os 85 anos (média $72,61 \pm 5.23$ anos).

Relativamente ao peso e altura, foram observadas diferenças significativas relacionadas com o sexo, mas sem repercussões no IMC (Tabela 4).

Tabela 4 - Características demográficas e antropométricas da amostra.

Características da amostra	Amostra total Média±DP (Min-Max)	Mulheres Média±DP (Min-Max)	Homens Média±DP (Min-Max)	Valor p ¹	Tamanho de efeito <i>Cohen's d</i>
Idade (anos)	72.61 ± 5.23 (65 - 85)	72.27 ± 6.05 (65 - 85)	72.94 ± 4.49 (65 - 82)	0.727	
Peso (kg)	73.18 ± 13.01 (48 - 100)	67.57 ± 12.37 (48 - 86.5)	78.44 ± 11.61 (57.90 - 100)	0.009	
Altura (m)	1.60 ± 0.08 (1.48 - 1.76)	1.54 ± 0.43 (1.48 - 1.64)	1.65 ± 0.06 (1.57 - 1.76)	< 0.001	2.116
IMC (kg/m ²)	28.71 ± 4.66 (21.57 - 37.94)	28.69 ± 5.30 (21.57 - 37.94)	28.74 ± 4.15 (23.42 - 35.61)	0.490	

Para todas as análises, $p < 0.05$ foi considerado estatisticamente significativo.

¹ Teste T de Student para amostras independentes

Abreviaturas: DP, desvio padrão; IMC, índice de massa corporal.

11.2.2. Comportamento da aceleração do membro superior durante a atividade isométrica

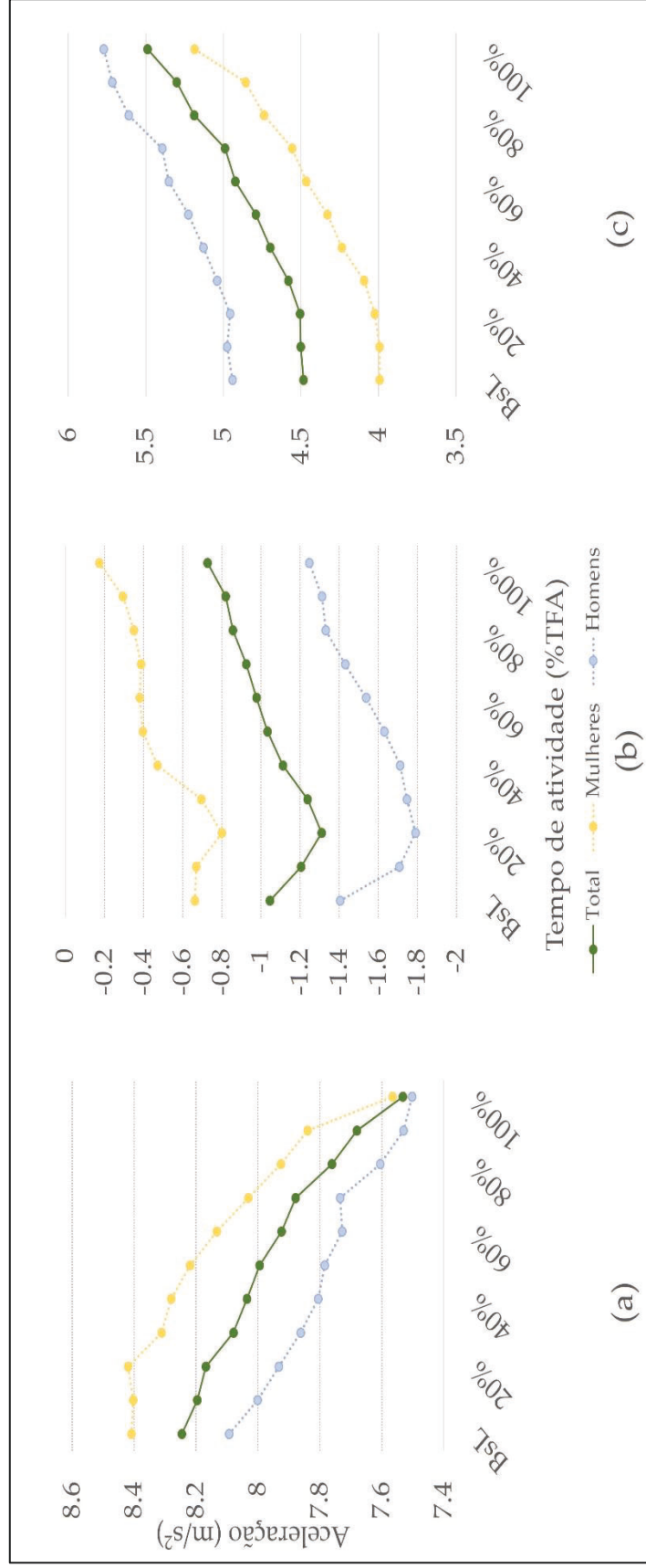
A aceleração média apresentou um comportamento diferenciado conforme o eixo do movimento (Figura 2), com diminuição progressiva no eixo X e aumento no eixo Z. Em relação ao eixo Y, houve uma oscilação da aceleração média ao

longo da atividade, sendo que o início da atividade (até 20% da TFA) foi caracterizado por uma diminuição da aceleração e depois um aumento até o final da atividade. Diferenças significativas relacionadas com o sexo foram encontradas apenas no início da atividade no eixo Z.

Observou-se uma variabilidade crescente dos valores da aceleração nos eixos X e Z ao longo do tempo de atividade. Esta variabilidade torna-se mais evidente quando se observa graficamente a evolução da taxa média de variação da aceleração (Figura 3), onde se visualiza um aumento da amplitude interquartil (IQR) ao longo da execução da atividade.

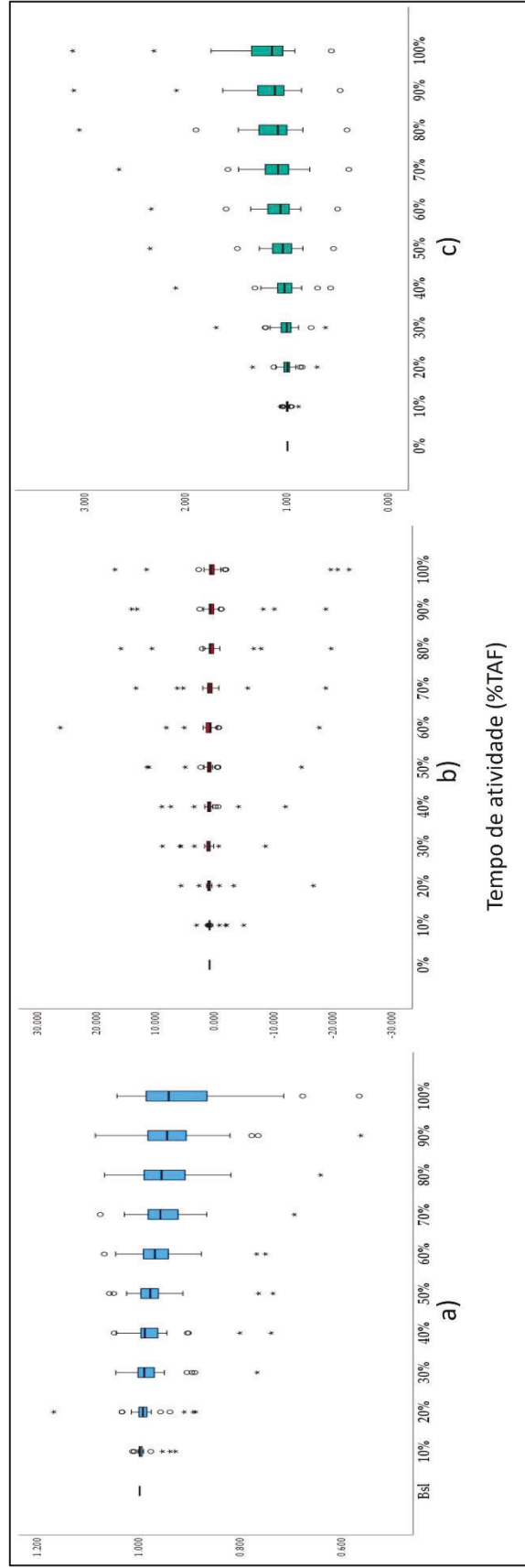
Relativamente aos valores basais, a variação da aceleração foi significativamente diferente aos 30% e aos 50% do TFA para os eixos X e Z, respetivamente. No eixo Y, a variação da aceleração relativamente aos valores basais não foi considerada estatisticamente significativa ao longo da atividade (Tabela 5).

Figura 2 - Variação da aceleração média ao longo da atividade



Legenda: (a) eixo X; (b) eixo Y; (c) eixo Z.

Figura 3 - Taxa de variação da aceleração ao longo da atividade.



Legenda: (a) eixo X; (b) eixo Y; (c) eixo Z.

A análise dos resultados indica a existência de influência do sexo no comportamento da aceleração do membro superior, com diferenças significativas ($p < 0,05$) a ocorrerem mais cedo nas mulheres (30%TFA, $p = 0,041$) do que nos homens (60%TFA, $p = 0,039$) no eixo X. No eixo Z, ocorreram diferenças significativas a 60%TFA, em ambos os sexos (Tabela 3 e Figura 3).

Entre pontos de corte consecutivos (Tabela 6), identificaram-se diferenças estatisticamente significativas que, para a amostra total, começaram entre os 30-40%TFA no eixo Z ($p = 0,007$) e entre os 50-60%TFA no eixo X ($p = 0,005$).

Nas mulheres, foram identificadas diferenças significativas entre pontos de corte consecutivos no período 40-50%TFA no eixo X, mantendo-se entre os pontos de corte subsequentes. Nos homens não se detetaram diferenças significativas entre pontos de corte consecutivos. No eixo Z, foram encontradas diferenças apenas na segunda metade da atividade para as mulheres, começando entre os pontos de corte 50-60%TFA. Nos homens as diferenças foram identificadas mais precocemente, sendo verificadas entre os 30%-40%TFA, 40%-50%TFA e 50%-60%TFA e novamente entre os 70%-80%TFA.

Tabela 5 - Diferenças da aceleração média relativamente aos valores basais.

	Eixo X						Eixo Y						Eixo Z					
	Amostra total Valor p ¹	Tamanho de efeito r	Mulheres Valor p ¹	Tamanho de efeito r	Homens Valor p ¹	Tamanho de efeito r	Amostra total Valor p ¹	Tamanho de efeito r	Mulheres Valor p ¹	Tamanho de efeito r	Homens Valor p ¹	Tamanho de efeito r	Amostra total Valor p ²	Tamanho de efeito Cohen's d	Mulheres Valor p ²	Tamanho de efeito Cohen's d	Homens Valor p ²	Tamanho de efeito Cohen's d
VB	0.100	0.209	0.691	0.073	0.079	0.311	0.183	0.169	0.820	0.041	0.148	0.256	0.416	0.148	0.968	0.011	0.378	0.227
VBasal - 20%TFA	0.068	0.231	0.061	0.342	0.179	0.238	0.117	0.199	0.609	0.093	0.121	0.274	0.679	0.075	0.622	0.130	0.872	0.041
VBasal - 30%TFA	0.018	0.301	0.041	0.373	0.098	0.293	0.389	0.109	0.865	0.031	0.234	0.210	0.252	0.210	0.399	0.225	0.453	0.192
VBasal - 40%TFA	0.006	0.348	0.015	0.446	0.070	0.320	0.969	0.005	0.281	0.197	0.352	0.165	0.062	0.349	0.171	0.373	0.229	0.313
VBasal - 50%TFA	0.003	0.383	0.005	0.508	0.070	0.320	0.597	0.067	0.307	0.187	0.717	0.064	0.020	0.441	0.111	0.439	0.105	0.432
VBasal - 60%TFA	< 0.001	0.431	0.004	0.529	0.039	0.366	0.570	0.072	0.334	0.176	0.959	0.009	0.003	0.580	0.039	0.589	0.043	0.552
VBasal - 70%TFA	< 0.001	0.465	0.003	0.550	0.034	0.375	0.505	0.085	0.427	0.145	0.796	0.046	0.002	0.606	0.047	0.561	0.017	0.673
VBasal - 80%TFA	< 0.001	0.478	0.002	0.570	0.023	0.402	0.410	0.105	0.460	0.135	0.569	0.101	< 0.001	0.704	0.025	0.649	0.008	0.757
VBasal - 90%TFA	< 0.001	0.500	0.001	0.591	0.020	0.411	0.367	0.114	0.460	0.135	0.501	0.119	< 0.001	0.746	0.014	0.726	0.009	0.746
VBasal - 100%TFA	< 0.001	0.498	0.001	0.591	0.044	0.357	0.299	0.132	0.427	0.145	0.501	0.119	< 0.001	0.851	0.002	0.954	0.010	0.737

Para todas as análises, p<0.05 foi considerado estatisticamente significativo.

1 Teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas.; 2 Teste T de Student para amostras emparelhadas.

Abreviaturas: VBasal, Valor basal; TFA, tempo até falência de atividade.

Tabela 6 - Diferenças da aceleração média entre pontos de corte consecutivos.

	Eixo X				Eixo Y				Eixo Z				
	Amostra total Valor p ¹	Tamanho de efeito r	Mulheres Valor p ¹	Homens Valor p ¹	Tamanho de efeito r	Amostra total Valor p ¹	Mulheres Valor p ¹	Homens Valor p ¹	Tamanho de efeito r	Amostra total Valor p ²	Mulheres Valor p ²	Homens Valor p ²	Tamanho de efeito Cohen's d
10-20%TFA	0.117	0.199	0.156	0.259	0.192	0.256	0.144	0.496	0.125	0.902	0.546	0.721	0.091
20-30%TFA	0.085	0.219	0.088	0.311	0.137	0.272	0.139	0.460	0.135	0.082	0.303	0.172	0.359
30-40%TFA	0.256	0.144	0.394	0.156	0.155	0.153	0.182	0.211	0.228	0.007	0.066	0.033	0.587
40-50%TFA	0.104	0.207	0.031	0.394	0.037	0.033	0.271	0.140	0.270	0.004	0.051	0.045	0.546
50-60%TFA	0.005	0.358	0.002	0.570	0.201	0.108	0.204	0.691	0.073	< 0.001	0.001	0.006	0.794
60-70%TFA	0.030	0.276	0.017	0.435	0.119	0.117	0.199	0.776	0.052	0.239	0.164	0.637	0.120
70-80%TFA	0.002	0.403	0.009	0.477	0.329	0.126	0.194	0.570	0.104	< 0.001	0.007	0.006	0.790
80-90%TFA	0.075	0.226	0.041	0.373	0.091	0.308	0.129	0.281	0.197	0.007	0.036	0.091	0.451
90-100%TFA	0.040	0.261	0.020	0.425	0.073	0.367	0.114	0.394	0.156	0.01	0.014	0.382	0.225

Para todas as análises, p<0.05 foi considerado estatisticamente significativo.
¹ Teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas.; ² Teste T de Student para amostras emparelhadas.
 Abreviaturas: TFA, tempo total de atividade.

No eixo Y apenas foram identificadas diferenças significativas entre pontos de corte consecutivos no período 40-50%TFA, mas com um tamanho de efeito pequeno. Para este eixo, não foi identificada influência do sexo.

11.2.3. Comportamento da aceleração do membro superior e a fadigabilidade de desempenho

A análise dos dados relativos à amostra total não revelou existência de relações entre a aceleração e o fadigabilidade de desempenho, medida pelo tempo de atividade (TFA).

No entanto, a análise por sexo revelou uma correlação positiva nos homens entre TFA e o eixo X nos pontos de corte de 10% a 60%TFA e uma correlação negativa entre TFA e o eixo Y nos pontos de corte de 10% e 30%. Nenhuma correlação foi encontrada para as mulheres (Tabela 7).

Tabela 7 - Relação entre a aceleração média e a fadigabilidade de desempenho

Ponto de corte do eixo	Homens
X 10%	0.524* 95% CI [0.022, 0.815]
X 20%	0.726** 95% CI [0.347, 0.902]
X 30%	0.656** 95% CI [0.222, 0.873]
X 40%	0.547* 95% CI [0.054, 0.825]
X 50%	0.635** 95% CI [0.188, 0.864]
X 60%	0.503* 95% CI [-0.006, 0.805]
Y 10%	-0.509* 95% CI [-0.808, -0.001]
Y 30%	-0.603* 95% CI [-0.850, -0.137]

Coefficiente de correlação de Spearman (ρ)

*Correlação estatisticamente significativa para $p < 0.05$; **Correlação estatisticamente significativa para $p < 0.01$ (bilateral).
Abreviaturas: TFA, tempo total de atividade.

11.3. Estudo III

11.3.1. Caracterização demográfica e antropométrica da amostra

O estudo III contou com uma amostra de 31 participantes dos quais 16 eram homens (51,6%) e 16 eram mulheres (48,4%), com idades compreendidas entre os 65 e os 85 anos (média $72,61 \pm 5.23$ anos).

Relativamente ao peso e altura foram observadas diferenças significativas relacionadas com o sexo, mas sem repercussões no IMC (Tabela 8).

Tabela 8 - Características demográficas e antropométricas da amostra.

Características da amostra	Amostra total Média±DP (Min-Max)	Mulheres Média±DP (Min-Max)	Homens Média±DP (Min-Max)	Valor p ¹	Tamanho de efeito <i>Cohen's d</i>
Idade (anos)	72.61 ± 5.23 (65 - 85)	72.27 ± 6.05 (65 - 85)	72.94 ± 4.49 (65 - 82)	0.727	
Peso (kg)	73.18 ± 13.01 (48 - 100)	67.57 ± 12.37 (48 - 86.5)	78.44 ± 11.61 (57.90 - 100)	0.009	
Altura (m)	1.60 ± 0.08 (1.48 - 1.76)	1.54 ± 0.43 (1.48 - 1.64)	1.65 ± 0.06 (1.57 - 1.76)	< 0.001	2.116
IMC (kg/m ²)	28.71 ± 4.66 (21.57 - 37.94)	28.69 ± 5.30 (21.57 - 37.94)	28.74 ± 4.15 (23.42 - 35.61)	0.490	

Para todas as análises, $p < 0.05$ foi considerado estatisticamente significativo.

¹ Teste T de Student para amostras independentes

Abreviaturas: DP, desvio padrão; IMC, índice de massa corporal.

11.3.2. Caracterização dos estados de fadigabilidade percebida da amostra

Os dados de fadigabilidade percebida obtidos permitem categorizá-los em dois estados distintos de fadigabilidade percebida: um que traduz os achados

do estudo I e que diz respeito à variação da fadigabilidade percebida na primeira metade da atividade (VPcFat 0-50%) e na segunda metade da atividade (VPcFat 50-100%); e outro que diz respeito a diferentes períodos de intensidade percetual, e avaliada pelo tempo que os participantes levaram para atingir uma pontuação de fadigabilidade percebida "Forte" (pontuação 5 na escala Borg CR10) e o período de tempo decorrido entre a pontuação de fadigabilidade percebida "Forte" e a cessação da tarefa (72).

Como pode ser observado na tabela 10, os participantes demoraram, em média, 284,58 segundos ($\pm 168,42$ segundos) a atingir uma percepção de fadiga "Forte", tendo ocorrido aproximadamente aos 66,95% do tempo total de atividade.

Tabela 9 - Caracterização da fadigabilidade percebida em diferentes estados.

Estado de fadiga	Amostra total		Cohen's d	Mulheres		Homens	
	Média \pm DP (Min-Max)	Valor p		Média \pm DP (Min-Max)	Média \pm DP (Min-Max)	Valor p	Cohen's d
PcFat Forte (%TFA)	66.95 \pm 22.61 (20.79 - 100.00)	—	—	74.74 \pm 19.89 (38.79 - 100.00)	59.65 \pm 23.13 (20.79 - 100.00)	0.0621	0.698
VPcFat 0-50%	3.18 \pm 2.15 (0.00 - 8.00)	0.016 ¹	0.306	2.57 \pm 1.41 (0.00 - 5.00)	3.75 \pm 2.59 (0.00 - 8.00)	0.129 ³	0.562
VPcFat 50-100%	4.53 \pm 1.99 (1.00 - 9.50)			4.63 \pm 2.28 (1.00 - 9.50)	4.43 \pm 1.74 (1.00 - 7.00)		
PcFat Fraca (seg)	284.58 \pm 168.42 (120.00 - 840.00)	0.004 ²	0.368	258.69 \pm 163.83 (120.00 - 780.00)	216.07 \pm 174.28 (180.00 - 840.00)	0.232 ⁴	0.297
PcFat Forte (seg)	189.94 \pm 224.19 (0.00 - 1143.00)			111.00 \pm 100.89 (0.00 - 284.00)	263.98 \pm 280.99 (0.00 - 1143.00)		

Para todas as análises, $p < 0.05$ foi considerado estatisticamente significativo.

¹ Teste T de Student para amostras emparelhadas; ² Teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas;

³ Teste T de Student para amostras independentes; ⁴ Teste U de Mann-Whitney para amostras independentes.
Abreviaturas: DP, desvio padrão; PcFat, Fadigabilidade percebida; VPcFat, Variação da fadigabilidade percebida; TFA, Tempo até falência da atividade.

Após atingir a percepção de fadiga "Forte", os participantes prolongaram a atividade por mais 189,94 segundos ($\pm 224,19$ segundos).

Não foram observadas diferenças significativas relacionadas com o sexo, embora as mulheres tenham demorado mais tempo para atingir uma percepção de fadiga "Forte" ($258,69 \pm 163,83$ segundos vs. $216,07 \pm 174,28$ segundos). Porém, após atingirem esse nível, cessaram rapidamente a atividade ($111,00 \pm 100,89$ segundos). Os homens exibiram tempos semelhantes em ambos os períodos ($216,07 \pm 174,28$ segundos vs. $263,98 \pm 280,99$ segundos).

11.3.3. Aceleração do membro superior e a fatigabilidade percebida

A análise de correlações entre a aceleração e a fatigabilidade está resumida na Tabela 10. Os resultados evidenciam a existência de uma relação positiva e estatisticamente significativa entre a fatigabilidade percebida e a aceleração média no eixo X nos pontos de corte 75% e 100%TFA para a amostra total.

Mais especificamente, a PcFat75% está moderadamente relacionada com a aceleração média no eixo X no final da atividade (X100%) ($\rho = 0,377$, $p < 0,05$). A relação entre a aceleração média no eixo X e a PcFat100%, inicia-se aos 40% de atividade ($\rho = 0,379$, $p < 0,05$) e até ao final da atividade ($\rho = 0,504$, $p < 0,01$).

A análise por sexo não revelou quaisquer correlações estatisticamente significativas nos homens, embora nas mulheres tenham sido encontradas relações significativas entre todos os pontos de corte de fatigabilidade percebida e a aceleração média. Mais concretamente, a PcFat 25% e 50%

estão correlacionados com a aceleração média no eixo Y, e a PcFat75% e 100% estão correlacionados com a aceleração média no eixo X.

Tabela 10 - Relação entre a fadigabilidade percebida e a aceleração média nos eixos X, Y e Z.

	Amostra total	Mulheres	Homens
PcFat 25%	—	Y10% ($\rho= 0.596^*$, 95% CI [0.103, 0.853])	—
		Y20% ($\rho= 0.555^*$, 95% CI [0.044, 0.836])	
PcFat 50%	—	Y10% ($\rho= 0.543^*$, 95% CI [0.026, 0.831])	—
		X50% ($\rho= 0.535^*$, 95% CI [0.014, 0.827])	
PcFat 75%	X100% ($\rho= 0.377^*$, 95% CI [0.015, 0.651])	X60% ($\rho= 0.542^*$, 95% CI [0.024, 0.827])	—
		X70% ($\rho= 0.628^*$, 95% CI [0.154, 0.867])	
		X80% ($\rho= 0.644^{**}$, 95% CI [0.180, 0.873])	
		X90% ($\rho= 0.673^{**}$, 95% CI [0.229, 0.885])	
		X100% ($\rho= 0.544^*$, 95% CI [0.027, 0.831])	
PcFat 100%	X40% ($\rho= 0.379^*$, 95% CI [0.170, 0.653])	X50% ($\rho= 0.525^*$, 95% CI [0.000, 0.823])	—
	X50% ($\rho= 0.395^*$, 95% CI [0.036, 0.663])	X60% ($\rho= 0.563^*$, 95% CI [0.055, 0.840])	
	X60% ($\rho= 0.429^*$, 95% CI [0.077, 0.686])	X70% ($\rho= 0.589^*$, 95% CI [0.093, 0.851])	
	X70% ($\rho= 0.454^*$, 95% CI [0.108, 0.702])	X80% ($\rho= 0.518^*$, 95% CI [-0.010, 0.820])	
	X80% ($\rho= 0.415^*$, 95% CI [0.061, 0.677])	X90% ($\rho= 0.591^*$, 95% CI [0.096, 0.851])	
	X90% ($\rho= 0.441^*$, 95% CI [0.091, 0.693])	X100% ($\rho= 0.675^{**}$, 95% CI [0.233, 0.886])	
	X100% ($\rho= 0.504^{**}$, 95% CI [0.171, 0.733])		

* Correlação estatisticamente significativa para $p<0.05$ (bilateral);

**Correlação estatisticamente significativa para $p<0.01$ (bilateral).

Abreviaturas: X%, Aceleração no eixo X a determinada % do tempo de atividade; PcFat%, Fadigabilidade percebida a determinada % do tempo de atividade.

As relações encontradas na segunda metade da atividade entre a aceleração média e a fadigabilidade percebida estão principalmente relacionadas com os pontos de corte de aceleração média precedentes.

No entanto, no ponto de corte PcFat75%, a fadigabilidade percebida parece estar relacionada à aceleração média que ocorre após os 75% da atividade e até ao final, principalmente nas mulheres. Além disso, nas mulheres, parece existir uma relação precoce, moderada e positiva entre a aceleração média no eixo Y e a fadigabilidade percebida.

No que se refere à relação entre a aceleração média e a variação da fadigabilidade percebida (VPcFat), à semelhança dos achados anteriores, existe uma correlação significativa e moderada entre estas variáveis, mas essencialmente na segunda metade da atividade. Existe uma relação positiva entre a VPcFat 50-75% e a aceleração média do eixo X e uma relação negativa com a aceleração média no eixo Z. Existe também uma relação positiva entre VPcFat 75-100% e a aceleração média nos eixos X e Y (Tabela 11).

A relação existente entre a VPcFat 50-75% e a aceleração média no eixo X, abrangeu todo o tempo de atividade. No entanto, a relação com a aceleração média no eixo Z já foi mais limitada no tempo, apesar de se estender para além do período de atividade 50-75%.

A análise da relação entre a aceleração média no eixo X e a variação da fadigabilidade percebida na segunda metade da atividade (VPcFat 50-100%) revelou a existência de uma relação estatisticamente significativa, moderada e positiva.

Tabela 11 - Relação entre a variação da fadigabilidade percebida e a aceleração média nos eixos X, Y e Z.

	Amostra total	Mulheres	Homens
VPcFat 25-50%	—	X10% ($\rho = 0.570^*$, 95% CI [0.065, 0.843])	—
	X10% ($\rho = 0.481^{**}$, 95% CI [0.142, 0.719])		
	X20% ($\rho = 0.493^{**}$, 95% CI [0.157, 0.727])		
	X30% ($\rho = 0.500^{**}$, 95% CI [0.166, 0.731])	Z30% ($\rho = -0.368^*$, 95% CI [-0.646, -0.005])	X60% ($\rho = 0.538^*$, 95% CI [0.018, 0.829])
	X40% ($\rho = 0.515^{**}$, 95% CI [0.186, 0.740])	Z40% ($\rho = -0.360^*$, 95% CI [-0.640, -0.005])	X70% ($\rho = 0.543^*$, 95% CI [0.026, 0.829])
VPcFat 50-75%	X50% ($\rho = 0.535^{**}$, 95% CI [0.213, 0.753])	Z60% ($\rho = -0.362^*$, 95% CI [-0.641, -0.002])	X90% ($\rho = 0.556$, 95% CI [0.044, 0.837])
	X60% ($\rho = 0.550^{**}$, 95% CI [0.232, 0.761])	Z100% ($\rho = -0.363^*$, 95% CI [-0.642, -0.002])	X100% ($\rho = 0.652^{**}$, 95% CI [0.194, 0.837])
	X70% ($\rho = 0.547^{**}$, 95% CI [0.229, 0.760])		X40% ($\rho = 0.520^*$, 95% CI [0.017, 0.813])
	X80% ($\rho = 0.506^{**}$, 95% CI [0.175, 0.735])		X50% ($\rho = 0.535^*$, 95% CI [0.038, 0.820])
	X90% ($\rho = 0.516^{**}$, 95% CI [0.188, 0.741])		X60% ($\rho = 0.571^*$, 95% CI [0.090, 0.836])
	X100% ($\rho = 0.528^{**}$, 95% CI [0.204, 0.748])		X70% ($\rho = 0.544^*$, 95% CI [0.051, 0.824])
			Y10% ($\rho = 0.721^{**}$, 95% CI [0.336, 0.899])
			Y20% ($\rho = 0.724^{**}$, 95% CI [0.342, 0.899])
			Y30% ($\rho = 0.763^{**}$, 95% CI [0.417, 0.916])
	X30% ($\rho = 0.363^*$, 95% CI [-0.001, 0.642])		Y40% ($\rho = 0.769^{**}$, 95% CI [0.429, 0.918])
VPcFat 75-100%	X50% ($\rho = 0.361^*$, 95% CI [-0.004, 0.641])	Y80% ($\rho = 0.361^*$, 95% CI [-0.004, 0.641])	Y50% ($\rho = 0.748^{**}$, 95% CI [0.388, 0.910])
	X70% ($\rho = 0.358^*$, 95% CI [-0.007, 0.638])		Y60% ($\rho = 0.693^{**}$, 95% CI [0.287, 0.888])
			Y70% ($\rho = 0.724^{**}$, 95% CI [0.342, 0.901])
			Y80% ($\rho = 0.760^{**}$, 95% CI [0.411, 0.915])
			Y90% ($\rho = 0.730^{**}$, 95% CI [0.353, 0.903])
			Y100% ($\rho = 0.678^{**}$, 95% CI [0.260, 0.882])

* Correlação estatisticamente significativa para $p < 0.05$ (bilateral); **Correlação estatisticamente significativa para $p < 0.01$ (bilateral).
 Abreviaturas: X%, Y% ou Z%, Aceleração no eixo X, Y ou Z respetivamente, a determinada % do tempo de atividade; VPcFat%, Variação da fadigabilidade percebida a determinada % do tempo de atividade.

No entanto, a relação com a aceleração média no eixo Z não manteve significância ao longo de todo o período, sugerindo que a correlação entre a aceleração no eixo Z e a fadigabilidade percebida foi limitada ao período de atividade de 50-75%TFA, enquanto a aceleração no eixo X foi a principal contribuinte para a variação da fadigabilidade percebida na segunda metade da atividade.

Foram também identificadas relações dependentes do sexo entre estas variáveis. Elas são mais extensas nos homens e mais fortes, em particular as que estão relacionadas com aceleração média no eixo Y e a variação da fadigabilidade percebida na última fase da atividade (VPcFat 75-100%).

Nas mulheres, existe uma relação precoce, moderada e positiva entre variação da fadigabilidade percebida e a aceleração no eixo X (VPcFat 25-50%). No entanto, no corte 50-75%, a variação da fadigabilidade percebida também parece estar relacionada à aceleração média que ocorre no eixo X após os 75% da atividade e até o final da mesma.

12. DISCUSSÃO

A fatigabilidade e o uso de IMUs estão a tornar-se uma tendência como medidas de resultados na avaliação da função motora e desempenho funcional (6,22,70), sendo a fatigabilidade também considerada um indicador de qualidade de vida (73).

No entanto, a literatura relativa ao estudo da fatigabilidade durante a AIPMS em idosos é escassa e não foi encontrado nenhum estudo que explore a utilização de IMUs para a avaliação da fatigabilidade neste contexto.

A investigação descrita procurou compreender a influência de uma AIPMS no comportamento da fatigabilidade em indivíduos idosos, bem como, o papel da qualidade de vida e do nível de atividade física na sua modulação e a forma como se relaciona com o comportamento cinemático do membro superior.

Para tal, foram formuladas cinco hipóteses, que se considera terem sido parcialmente confirmadas, uma vez que os resultados demonstraram: (a) que a AIPMS provoca um aumento progressivo da fatigabilidade percecionada, existindo relação entre as duas dimensões de fatigabilidade, mas não ao longo de toda a atividade; (b) que as alterações da fatigabilidade percecionada e de desempenho estão relacionadas com características antropométricas e com dimensões da qualidade de vida relacionadas com a saúde, mas não com a atividade física; (c) que existem alterações cinemáticas, relacionadas com o comportamento da aceleração do membro superior em diferentes eixos, ao longo do tempo de atividade e que estão relacionadas com a fatigabilidade (de desempenho e percecionada); (d) e que as alterações cinemáticas provocadas pela AIPMS, bem como a sua relação com a fatigabilidade, está dependente do sexo.

Relativamente ao impacto da AIPMS no comportamento da fatigabilidade dos idosos e à interação entre a fatigabilidade percebida e de desempenho, os resultados mostraram que a fatigabilidade percebida aumenta mais significativamente na segunda metade da tarefa, que se relaciona com a fatigabilidade de desempenho na fase final da atividade, que as mulheres têm uma fatigabilidade de desempenho superior à dos homens, e os homens apresentam uma maior fatigabilidade percebida.

No entanto, os resultados obtidos destacam principalmente a influência de fatores, demográficos (sexo e idade), antropométricos (IMC) e clínicos (função social, vitalidade, dor, função física e desempenho – físico) no desenvolvimento da fatigabilidade percebida, na fatigabilidade de desempenho e até mesmo no modo como ambas as dimensões se relacionam.

De acordo com a literatura, os fatores homeostáticos que contribuem para a fatigabilidade percebida podem influenciar a capacidade de ativação muscular voluntária e conseqüentemente a fatigabilidade de desempenho (74). Da mesma forma, o feedback aferente influencia os ajustes necessários para manter a homeostasia e, portanto, pode produzir modificações na fatigabilidade percebida (3,7)

Durante a atividade física, a fatigabilidade percebida representa um fator chave na regulação do desempenho físico e está relacionada com processos metacognitivos associados à representação de estados internos - consciência interoceptiva (75).

Recentemente, foi proposta uma estrutura tridimensional dinâmica que tenta categorizar os determinantes da fadigabilidade motora percebida em três dimensões: a) a dimensão perceptual-discriminatória, que engloba respostas perceptivas ao exercício (percepção de esforço, dor induzida pelo exercício ou percepção de desconforto); b) a dimensão afetivo-motivacional, que envolve a valência afetiva e motivação, e que são influenciadas pela intensidade das respostas perceptivas da primeira dimensão; c) a dimensão cognitivo-avaliativa, que está associada aos processos de tomada de decisão relacionados com o comportamento, incluindo a decisão de desacelerar, acelerar durante o exercício ou de parar a atividade.

De acordo com esta estrutura, as primeiras dimensões (perceptual e afetiva) influenciam fortemente os processos cognitivos, como autorregulação, autocontrole e funcionamento executivo, desempenhando um papel fundamental na dimensão cognitiva.

Não obstante, as três dimensões interagem entre si, criando um sistema dinâmico que molda a percepção da fadiga motora durante o exercício (76) e que (75) atua como mecanismo regulador do desempenho e integridade do indivíduo (1,3,77).

A análise demográfica e antropométrica revelou que os homens apresentaram uma tendência de maior fadigabilidade percebida, mas realizaram a atividade isométrica por mais tempo que as mulheres (menor fadigabilidade de desempenho).

Estes resultados não estão de acordo com a generalidade da literatura, que sugere que, devido a diferenças anatómicas e fisiológicas, os homens são mais fatigáveis do que as mulheres em atividades que envolvem contrações isométricas mantidas ou intermitentes. No entanto, sabe-se também que essas diferenças são específicas da tarefa (66,78), pelo que estes resultados deverão ser explorados em estudos futuros, com uma amostra maior e utilizando diferentes tarefas.

Os resultados demonstraram que o IMC tem um efeito negativo na fatigabilidade (percecionada e desempenho), principalmente nas mulheres. De facto, a probabilidade de ter maior fatigabilidade quase duplica para pessoas obesas com mais de 40 anos comparativamente a pessoas com peso normal (79), particularmente nas atividades isométricas de baixa intensidade e que envolvem a musculatura do ombro e tronco (80).

Este impacto parece estar relacionado com modificações na composição muscular relativamente ao tipo de fibras musculares, com aumento da proporção de fibras de contração rápida (menos resistentes à fadiga do que as fibras de contração lenta) (80), causado por um processo inflamatório produzido por citocinas libertadas pelo tecido adiposo, e que provocam alterações na função neuronal, resultando em níveis mais elevados de fatigabilidade (81). Este processo provoca também um desequilíbrio entre a disponibilidade energética e a necessidade da tarefa, uma vez que a necessidade energética de qualquer tarefa aumenta com o aumento do IMC, principalmente quando a causa é o aumento da massa adiposa (81).

Como esperado, foram encontradas relações entre a qualidade de vida relacionada com dimensões de saúde e o comportamento de fadigabilidade, reforçando a necessidade de ampliar a implementação de programas de envelhecimento ativo e multidisciplinar, com a promoção de suporte social, atividades físicas e funcionais e estratégias de regulação energética para potencializar a qualidade de vida dessa população.

Os nossos resultados demonstraram existir relação entre a fadigabilidade percebida e a função social, vitalidade e dor. A função social foi a dimensão com maior impacto na fadigabilidade da amostra total, mas verificou-se existir uma relação com a vitalidade, em ambos os sexos. A dor, no entanto, parece ter impacto na fadigabilidade percebida apenas nos homens.

Estes resultados estão alinhados com o descrito por outros autores, que afirmam que a fadigabilidade percebida é modulada por fatores homeostáticos e psicossociais (3,7,8). Também estão de acordo com o modelo conceptual de fadigabilidade percebida centrado na pessoa, que indica os fatores moduladores, como sendo os responsáveis pela variabilidade na fadigabilidade dos participantes. Estes fatores podem ser mais ou menos estáveis, como a gravidade de uma doença, comorbidades, capacidade física, medicação, distúrbios e qualidade do sono, idade, personalidade, interesse/motivação, estado emocional, dieta, clima, variabilidade de outros sintomas como a dor, contexto ambiental, contexto social e doença aguda (73).

No que se refere especificamente à função social, um estudo anterior identificou o apoio social como fator protetivo da fadiga (82), e numa amostra de homens, o estado civil modificou a associação entre atividade doméstica e fadigabilidade

percecionada (83). Um outro estudo, com uma amostra de utentes com esclerose múltipla, mostrou que a capacidade de participar em papéis e atividades sociais estava forte e independentemente relacionada com a fadiga (84).

Face a estes resultados e ao envelhecimento da população que se observa à atualidade, com possível deterioração da função social por alterações no suporte social, é expectável que num futuro próximo se observem repercussões significativas na fadiga reportada pelos idosos, quer no desempenho das suas atividades diárias como na sua participação social e, conseqüentemente, no seu desempenho funcional e qualidade de vida.

As dimensões com maior impacto no desempenho foram a função física e o desempenho – físico. A fatigabilidade de desempenho depende da capacidade do sistema nervoso fornecer ativação adequada, bem como da função contrátil do músculo (3) e, uma vez que provoca uma redução aguda do desempenho motor, pode interferir diretamente na capacidade de realizar uma variedade de atividades e, conseqüentemente, afetar o desempenho de atividades diárias habituais, como trabalho, tarefas domésticas ou escola.

No entanto, a fatigabilidade de desempenho e os mecanismos envolvidos são específicos da tarefa, do grupo muscular e da população, o que significa que a extensão em que a fatigabilidade de desempenho afeta a qualidade de vida pode diferir de acordo com o sexo, a idade e as tarefas executadas (10).

Além disso, a capacidade de produzir e utilizar energia altera-se com a idade, verificando-se uma redução do pico $\dot{V}O_2$ e aumento da necessidade energética

para execução de tarefas diárias, contribuindo para o desenvolvimento de um déficit energético associado ao envelhecimento, cujos mecanismos estão associados ao metabolismo, modificações biomecânicas e do controle neuromotor, que reduzem a capacidade energética e a eficiência do movimento, e aumentam o custo da mobilidade nos idosos (4,85)

Para além da influência de fatores demográficos, antropométricos e clínicos, no desenvolvimento da fadigabilidade percebida e de desempenho, foi também avaliada a influência do tempo de prática semanal de atividade física na fadigabilidade, não tendo sido identificadas associações significativas.

O resultado obtido não está de acordo com outros estudos que, embora não relacionados com a atividade isométrica de membros superiores, mostram associação entre atividade física e fadigabilidade (83,85,86)

O facto de a atividade física ter sido autorrelatada no nosso estudo, e os valores poderem ter sido sobrevalorizados pelos participantes pode ser uma hipótese explicativa para os resultados obtidos. Para além disso, a relação da atividade física com a fadigabilidade percebida está descrita na literatura, quando associada a alterações no nível de atividade física (83) o que não se verificou no nosso estudo. Ou seja, sendo a nossa amostra é composta, na sua maioria, por participantes “ativos”, a relação entre as duas variáveis pode ainda não ser significativa.

A utilização do IMU durante a AIPMS permitiu constatar que, apesar de ter sido solicitado aos participantes que mantivessem o membro superior na mesma

posição pelo maior tempo possível, existiram alterações significativas na aceleração média do membro superior nos eixos X e Z ao longo da atividade.

Estas alterações da aceleração média indicam a existência de movimento do membro superior no plano sagital e, uma vez que os valores no eixo X diminuíram e os valores no eixo Z aumentaram, o movimento ocorreu em direção a extensão do ombro.

Este movimento pode estar associado a alterações no recrutamento motor e aumento da variabilidade de força e movimento (87–89), frequentemente associadas à fadiga muscular (43) ou a estratégias compensatórias que ocorrem na presença de fadiga muscular, as quais mudam ao longo da tarefa com o objetivo de amenizar os efeitos da fadiga e manter o desempenho (68,69).

De facto, estudos anteriores demonstraram que a aplicação de protocolos de fadiga do membro superior produzem mudanças cinemáticas e a adoção de estratégias compensatórias, com envolvimento da articulação do ombro, que parecem priorizar o desempenho, ao invés da precisão de movimento.

Nestes estudos, foi observada uma redução na flexão glenoumeral (39,69), aumento da abdução horizontal da articulação do ombro (90), mudanças na amplitude de movimento do tronco (39,69,90), e uma combinação de variações individuais na cinemática escapular associadas à manutenção de uma posição elevada do ombro. Foi também observada também uma diminuição na precisão do movimento durante a execução da tarefa (87,91), com maior variabilidade nas trajetórias de movimento em diferentes eixos (69,90), o que também se verificou no nosso estudo.

Os nossos dados apontam para uma crescente variabilidade nas trajetórias de movimento, observada por meio do comportamento do desvio padrão e da representação da taxa de variação da aceleração média.

Para além disso, no eixo Y, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas em relação aos valores basais ou entre os períodos analisados, e também não foi encontrada uma correlação significativa com os outros eixos. Estes resultados podem estar associados à alta variabilidade no comportamento da aceleração entre os participantes, como mostrado na representação da proporção de variação da aceleração. No entanto, os dados de aceleração média nesse eixo, bem como a sua representação gráfica mostram uma tendência de aumento da aceleração ao longo do tempo de atividade no plano transversal, o que é compatível com uma tendência de movimento para adução horizontal.

O aumento na variabilidade de movimento que pode ocorrer à medida que a fadiga neuromuscular progride, envolve mudanças ao longo do tempo na coordenação interarticular e intermuscular, levando a um défice de controle da força (52) e aumento da complexidade do movimento (88,90).

Este facto, pode dever-se a mudanças no recrutamento muscular (89) com modificações nas sinergias musculares, uma vez que o papel de um músculo fatigado num determinado esquema sinérgico pode alterar-se, produzindo adaptações compensatórias no recrutamento dos restantes músculos sinérgicos (92,93), mas também, na co-contração muscular (agonista-antagonista) dos músculos do ombro, uma vez que a diminuição da co-contração muscular influencia negativamente a precisão do movimento e aumenta a variabilidade do movimento (40).

Ou seja, o sistema nervoso central (SNC) responde à fadiga reorganizando os seus esquemas motores para manter o desempenho ideal durante a tarefa (89), mas é espectável uma maior variabilidade nas trajetórias de movimento em diferentes eixos (69,90), até que ocorra a falha da tarefa, especialmente por falência do sistema nervoso em manter uma atividade muscular suficiente (94).

Neste estudo, também foram encontradas diferenças no comportamento da aceleração média nos eixos X e Z, relacionadas com o sexo dos participantes. No eixo X, a variação da aceleração tornou-se significativa mais precocemente nas mulheres (aos 30% do tempo de atividade) e manteve uma variação significativa entre os pontos de corte em toda a segunda metade da atividade; nos homens, a variação da aceleração tornou-se significativa apenas em 60% do tempo de atividade, sem diferenças significativas entre os pontos de corte.

No eixo Z, a variação da aceleração média tornou-se significativa na mesmo momento de atividade para homens e mulheres, mas com as diferenças entre pontos de corte a ocorrerem em fases distintas, consoante o sexo: no terço médio da atividade nos homens e, na segunda metade da atividade nas mulheres.

Estes resultados sugerem que os ajustes de movimento ocorreram de forma diferente, consoante o sexo. Nas mulheres, as mudanças em relação aos valores basais ocorreram mais cedo e no eixo X, o que pode indicar diferenças maiores do que as verificadas nos homens no eixo Z, que ocorreram na mesma fase de atividade, mas entre pontos de corte consecutivos, e sem diferenças significativas em relação aos valores basais. Para além disso, sugerem também que o eixo X é mais sensível a alterações na aceleração em relação aos valores

basais, e o eixo Z é mais sensível a alterações na aceleração entre pontos de corte, uma vez que ambos os eixos estão envolvidos em movimentos no plano sagital.

Como já mencionado, a variabilidade significativa da aceleração sugere maior variabilidade de movimento, o que pode indicar ajustes de movimento possivelmente associados à fadiga e causados por mudanças no recrutamento muscular. Assim sendo, os dados obtidos sugerem que a fadiga ocorreu nas mulheres e nos homens na mesma fase da atividade, mas com diferenças na magnitude e no eixo dos ajustes.

No que se refere à relação entre a variação da aceleração e as dimensões de fatigabilidade, foi possível identificar associações, mas que na generalidade são dependentes do sexo, em alinhamento com os resultados já discutidos.

Entre a aceleração média e a fatigabilidade de desempenho (TFA) apenas foi possível identificar associação nos homens, com uma correlação positiva no eixo X entre os 10% e 60% do tempo de atividade, que respeita a um período que antecede variações significativas na aceleração relativamente ao valor de base (60%TFA).

Este facto pode indicar que, nos homens, ocorreram pequenos movimentos de ajuste numa fase inicial da atividade, mas que foram suficientes para aumentar o tempo de atividade e, conseqüentemente, reduzir a fatigabilidade de desempenho, o que é evidenciado por um tempo de atividade superior, comparativamente às mulheres.

Estudos anteriores indicam que os homens apresentam maior fadigabilidade do que as mulheres ao realizar contrações isométricas em intensidades baixas a moderadas (91,95). No entanto, como referido anteriormente a fadigabilidade do desempenho e os mecanismos envolvidos são específicos da tarefa (66,78), dependem das suas características e exigência (10) e estão associadas a fatores anatômicos, biomecânicos e fisiológicos (10,96–99). Ou seja, os fatores que podem ter contribuído para a fadiga nesta tarefa podem não ser críticos para outra.

Outra possibilidade está relacionada com o baixo número de participantes em cada grupo, que pode ter condicionado a análise dos resultados por sexo.

No que se refere à relação entre a aceleração e a fadigabilidade percebida, os resultados confirmaram as hipóteses estabelecidas, revelando a existência de relações específicas entre a fadigabilidade percebida e a sua variação, com a aceleração média em diferentes eixos.

Observou-se que a aceleração média do membro superior no eixo X ao longo do tempo de atividade (mas sobretudo na segunda metade do período de atividade) está positivamente relacionada com a fadigabilidade final percebida.

Para além disso, foram encontradas relações moderadas entre a variação da fadigabilidade percebida (VPcFat) na segunda metade da atividade e a aceleração média do membro superior desde o início da atividade. Mais especificamente, no corte de 50-75%, uma maior aceleração média no eixo X e menor no eixo Z correspondeu a uma maior fadigabilidade percebida. No

corde de PcFat 75-100%, uma maior aceleração média nos eixos X e Y foi associada a uma fadigabilidade percebida.

Os resultados também destacam as diferenças nos padrões de movimento entre homens e mulheres e a sua relação com a fadigabilidade percebida.

Nas mulheres, a aceleração do membro superior ao longo do eixo Y e X está relacionada com a fadigabilidade percebida ao longo da atividade. No entanto, a sua variação está principalmente associada à aceleração do membro superior na fase intermédia da atividade, principalmente entre 50% e os 75% do tempo de atividade.

Nos homens, a aceleração média do membro superior não parece estar relacionada com a fadigabilidade percebida. No entanto, a sua variação parece estar moderadamente associada à aceleração do membro superior no eixo X (50-75%TFA) e no eixo Y (75-100%TFA).

Como abordado anteriormente, as alterações de movimento do membro superior podem ser explicadas pelo impacto da AIPMS ao nível neuromuscular, que conduz a uma resposta perceptiva e que se traduz numa maior fadigabilidade percebida.

A fadigabilidade percebida durante a atividade física depende do estado psicofisiológico da pessoa que, por sua vez, influencia os processos perceptivos, afetivos e cognitivos durante a atividade, e é influenciado pelos muitos ajustes que ocorrem nos fatores moduladores, refletindo mudanças nas sensações que regulam o desempenho e a integridade do executor (1,3,76,77).

Por exemplo, a retenção de metabólitos gerados durante o exercício, acima do limiar crítico, resulta num declínio da função contrátil do músculo e, conseqüentemente, num aumento da ativação muscular para manter a produção de força submáxima. A informação enviada ao sistema nervoso central (SNC), combinada com a informação supra-espinhal, resulta num aumento da percepção de esforço e de outras respostas perceptivas e fisiológicas (dor, desconforto, frequência respiratória e temperatura corporal). Estas respostas perceptivas contribuem para uma experiência negativa, exigindo processos cognitivos para prevenir uma diminuição ou cessação da tarefa motora (76,77).

As alterações musculares servem também de estímulo para o SNC reorganizar centralmente os esquemas motores, tendo por objetivo a manutenção do desempenho da tarefa (89), mas com maior variabilidade de movimento e em diferentes eixos (69,90).

As mudanças no recrutamento motor, padrões de co-contração e respostas fisiológicas durante a execução da AIPMS devem ser exploradas em estudos futuros, mas também podem explicar as diferenças de fatigabilidade relacionadas com o sexo, uma vez que as mudanças identificadas na aceleração média refletem respostas fisiológicas ao exercício prolongado, que como abordado anteriormente, produzem também uma resposta perceptiva que pode ter influenciado o modo como mulheres e homens percebem a fadiga (89).

Numa análise mais ampla, foi observado que a fatigabilidade percebida ou sua variação, na segunda metade da atividade, está relacionada com a aceleração do membro superior em períodos anteriores a determinado ponto de

corde de fatigabilidade percebida, sugerindo que a variação da aceleração média desempenhou um papel na evolução da fatigabilidade percebida.

No entanto, é importante mencionar que, no caso das mulheres, o padrão oposto também foi observado, assinalando também uma possível influência da fatigabilidade percebida na aceleração média do membro superior.

Apesar da interdependência entre fatigabilidade percebida e de desempenho ser geralmente aceite, ela tendencialmente segue uma estrutura de relações de causa-efeito em cascata entre *stress*, percepção, pensamento e ação. Neste sentido, o padrão observado nas mulheres não foi o esperado e pode ser devido à presença de dor ou desconforto muscular (1,76), sintomas frequentemente associados à atividade física intensa ou prolongada (1) e igualmente relacionados com a dimensão perceptivo-discriminativa.

Assim, é possível os participantes tenham alterado os padrões de movimento utilizados durante a AIPMS para minimizar ou evitar a dor ou desconforto, resultando em variações da aceleração média do membro superior.

Uma hipótese alternativa está relacionada com a maior capacidade interoceptiva das mulheres na monitorização do seu estado fisiológico em comparação aos homens, o que aumenta a sua capacidade para detetar e interpretar sinais fisiológicos, como frequência cardíaca, respiração e fadiga muscular (74,100,101).

Neste contexto, as mulheres podem ter identificado mudanças da sua fatigabilidade quase simultaneamente a alterações do desempenho

neuromuscular e da variabilidade do movimento ou ter realizado pequenos ajustes de movimento para manter o seu desempenho.

Os resultados desta investigação fornecem informações sobre o comportamento da fadigabilidade durante a realização de uma AIPMS e a sua relação com a cinemática do membro superior, numa amostra de indivíduos idosos.

No entanto, estes resultados precisam de ser interpretados no contexto de algumas limitações que devem ser reconhecidas, e corrigidas (se possível) em estudos futuros, nomeadamente: a) o processo de amostragem por conveniência que, em estudos futuros, deve ser substituído por amostragem aleatória e se possível, com uma amostra de maior dimensão para reduzir o viés amostral e esclarecer alguns dos resultados obtidos; b) a fadiga pode não ter sido interpretada da mesma forma por todos os participantes. Tentamos diminuir esse viés, orientando os participantes quanto ao uso da Escala CR10 de Borg e esclarecendo o que entendemos por fadiga (ou seja, cansaço global ou local e aumento da sensação de esforço), porém, esse fato pode ter interferido na classificação da intensidade de fadiga; c) a atividade física realizada pelos participantes foi avaliada por autorrelato e pode estar sujeita a viés de memória. Tentamos controlar este enviesamento, dando exemplos de tarefas que correspondem a diferentes intensidades de atividade física, mas não foi possível controlar o tempo médio gasto por semana; d) a contração muscular pode alterar-se dependendo da instrução verbal (27) e como tal, o tipo e a quantidade de feedback durante a execução da tarefa podem influenciar as variáveis do estudo. Para minimizar esse viés, foi dado feedback apenas para corrigir a posição do membro ou do tronco; e) o tempo total de atividade depende da

vontade dos participantes de manter (ou não) a tarefa e pode não ter correspondido à sua capacidade máxima para alguns participantes. Em estudos futuros, seria importante adicionar outras medidas de desempenho e de fadigabilidade percebida para verificar a influência perceptual no desempenho;

f) Por fim, as limitações relacionadas com os IMU, como artefactos de tecidos moles e interferência magnética (42), e falta de padronização no posicionamento do sensor (47). Para reduzir essas limitações, foram adotados procedimentos padronizados de posicionamento, calibração e variáveis recolhidas pelo IMU e as condições laboratoriais foram mantidas para reduzir as oscilações magnéticas. No entanto, em estudos futuros, seria interessante usar um sistema de IMU para avaliar as variações na orientação do membro superior e outras características cinemáticas durante AIPMS.

Apesar das limitações identificadas, considera-se que esta investigação tem também pontos fortes que devem ser destacados: a) nossa amostra incluiu homens e mulheres, proporcionando a oportunidade de explorar a influência do sexo nos resultados; b) Considerámos ambas as dimensões de fadigabilidade e a influência de fatores fisiológicos, psicossociais e ambientais no desempenho da pessoa, através da utilização da medida MOS-SF36, que possibilitou contextualizar a fadigabilidade em relação a dimensões que influenciam a qualidade de vida e, pela utilização do índice EPIC-PAQ, que permitiu mensurar a atividade física realizada em diferentes contextos (ocupacional, lazer e doméstico); c) analisámos os dados de aceleração extraídos do IMU, com um procedimento simples de processamento de dados, o que significa que este protocolo de estudo pode ser facilmente usado e replicado por profissionais sem

competências específicas de processamento de sinal ou de dados e em diversos ambientes.

Nos idosos é essencial detetar precocemente indícios de fadiga e desenvolver medidas e práticas direcionadas que respondam às necessidades, expectativas e comportamentos desta população, retardando o aparecimento da fadiga e fragilidade e aumentando o seu desempenho funcional e sentido autoeficácia, quer em contextos clínicos, desportivos e/ou ocupacionais.

Considerando que se constatou que a fatigabilidade percecionada não tem relação precoce com o desempenho numa AIPMS realizada por idosos, a sua utilização como fator regulador de estratégias de intervenção nesta população, principalmente em contexto clínico, deve ser realizada com cautela.

Para além disso, verificou-se que, quer a fatigabilidade de desempenho, como a fatigabilidade percecionada estão relacionadas com variações da aceleração média do membro superior que, na generalidade ocorrem previamente e são compatíveis com ajustes de movimento que ocorrem durante a atividade. Como tal, a avaliação da aceleração do membro superior através de um IMU, pode ser considerada como uma estratégia de monitorização da fadiga valiosa para profissionais na prevenção e gestão da fadiga nos idosos, melhorando seu desempenho e otimizando as intervenções clínicas e desportivas.

13. CONCLUSIONS

The results of this investigation revealed that, in a sample of elderly participants, ULPSIT (Upper limb position-sustained isometric task) induces changes in perceived fatigability, which is positively related with performance fatigability only in the later stages of the task, both being influenced by specific demographic, anthropometric and clinical characteristics, depending on sex.

Furthermore, it was also observed that a kinematic protocol based on an IMU (Inertial Measurement Unit) module, was able to detect changes in upper limb acceleration during ULPSIT, consistent with movement in the sagittal plane and an increase in movement variability throughout the activity, with sex-related differences.

Finally, it was possible to identify the association between upper limb acceleration behavior and perceived fatigability, also with sex-related characteristics.

Based on these findings, it can be concluded that there is a need to implement active aging programs focused on weight management, functionality, and expanding the elderly's social network. However, given the weak relationship between perceived and performance fatigability, strategies that enable the early identification of fatigue should be adopted, such as the use of a simple IMU module to detect early kinematic changes related to fatigue, thus enabling the modification of plans that lead to increased physical and functional performance in the elderly.

14. BIBLIOGRAFIA

1. Behrens M, Gube M, Chaabene H, Prieske O, Zenon A, Broscheid KC, et al. Fatigue and Human Performance: An Updated Framework. Vol. 53, Sports Medicine. Springer Science and Business Media Deutschland GmbH; 2023. P. 7–31.
2. Avlund K, Trab Damsgaard M, Scient Soc M, Schroll M. Tiredness as Determinant of Subsequent Use of Health and Social Services Among Nondisabled Elderly People. Vol. 13, JOURNAL OF AGING AND HEALTH. 2001.
3. Enoka RM, Duchateau J. Translating fatigue to human performance. Med Sci Sports Exerc. 2016;48(11):2228–38.
4. Eldadah BA. Fatigue and Fatigability in Older Adults. PM and R [Internet]. 2010;2(5):406–13. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2010.03.022>
5. Moored KD, Qiao Y (Susanna), Boudreau RM, Roe LS, Cawthon PM, Cauley JA, et al. Prospective Associations Between Physical Activity and Perceived Fatigability in Older Men: Differences by Activity Type and Baseline Marital Status. The Journals of Gerontology: Series A. 2022 Feb 4.
6. Salerno EA, Wanigatunga AA, An Y, Urbanek JK, Simonsick EM, Ferrucci L, et al. Longitudinal Association between Perceived Fatigability and Cognitive Function in Older Adults: Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. Journals of Gerontology – Series A Biological Sciences and Medical Sciences. 2020 Jun 5;75(9): e67–73.

7. Kluger BM, Krupp LB, Enoka RM. Fatigue and fatigability in neurologic illnesses. *Neurology* [Internet]. 2013; 80:409–16. Available from: <https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e31827f07be>
8. Gruet M. Fatigue in chronic respiratory diseases: Theoretical framework and implications for real-life performance and rehabilitation. *Front Physiol* [Internet]. 2018;9(SEP). Available from: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2018.01285>
9. Loy BD, Taylor RL, Fling BW, Horak FB. Relationship between perceived fatigue and performance fatigability in people with multiple sclerosis: A systematic review and meta-analysis. Vol. 100, *Journal of Psychosomatic Research*. Elsevier Inc.; 2017. P. 1–7.
10. Hunter SK. Performance fatigability: Mechanisms and task specificity. *Cold Spring Harb Perspect Med*. 2018 Jul 1;8(7).
11. Gill TM, Desai MM, Gahbauer EA, Holford TR, Williams CS. Restricted Activity among Community-Living Older Persons: Incidence, Precipitants, and Health Care Utilization [Internet]. 2001. Available from: <https://annals.org/>
12. Manfredi G, Midão L, Paúl C, Cena C, Duarte M, Costa E. Prevalence of frailty status among the European elderly population: Findings from the Survey of Health, Aging and Retirement in Europe. *Geriatr Gerontol Int*. 2019;19(8):723–9.
13. Vestergaard S, Nayfield SG, Patel K V., Eldadah B, Cesari M, Ferrucci L, et al. Fatigue in a representative population of older persons and its association with functional impairment, functional limitation, and disability.

-
- Journals of Gerontology – Series A Biological Sciences and Medical Sciences. 2009 Jan;64(1):76–82.
14. Lasorda KR, Gmelin T, Kuipers AL, Boudreau RM, Santanasto AJ, Christensen K, et al. Epidemiology of Perceived Physical Fatigability in Older Adults: The Long Life Family Study. *Journals of Gerontology – Series A Biological Sciences and Medical Sciences*. 2020 Jun 5;75(9): e81–8.
 15. Santos-Eggimann B, Cuénoud P, Spagnoli J, Junod J. Prevalence of frailty in middle-aged and older community-dwelling Europeans living in 10 countries. *Journals of Gerontology – Series A Biological Sciences and Medical Sciences*. 2009 Jun;64(6):675–81.
 16. Sheel AW, Boushel R, Dempsey JA. Competition for blood flow distribution between respiratory and locomotor muscles: implications for muscle fatigue. *J Appl Physiol (1985)*. 2018/06/08. 2018;125(3):820–31.
 17. Wu R, Ditroilo M, Delahunt E, De Vito G. Age Related Changes in Motor Function (II) Decline in Motor Performance Outcomes. Vol. 42, *International Journal of Sports Medicine*. Georg Thieme Verlag; 2021. P. 215–26.
 18. Engberg I, Segerstedt J, Waller G, Wennberg P, Eliasson M. Fatigue in the general population- associations to age, sex, socioeconomic status, physical activity, sitting time and self-rated health: the northern Sweden MONICA study 2014. *BMC Public Health*. 2017 Dec 1;17(1).
 19. World Health Organization (WHO). <https://www.who.int/initiatives/decade-of-healthy-ageing>. 2021. UN Decade of Healthy Ageing (2021-2030).

20. Schrack JA, Simonsick EM, Glynn NW. Fatigability: A Prognostic Indicator of Phenotypic Aging. Vol. 75, *Journals of Gerontology – Series A Biological Sciences and Medical Sciences*. Oxford University Press; 2020. P. e63–6.
21. McPhee JS, French DP, Jackson D, Nazroo J, Pendleton N, Degens H. Physical activity in older age: perspectives for healthy ageing and frailty. Vol. 17, *Biogerontology*. Springer Netherlands; 2016. P. 567–80.
22. Avlund K. Fatigue in older adults: An early indicator of the aging process? Vol. 22, *Aging Clinical and Experimental Research*. 2010.
23. Glynn NW, Gmelin T, Renner SW, Qiao Y (Susanna), Boudreau RM, Feitosa MF, et al. Perceived Physical Fatigability Predicts All-Cause Mortality in Older Adults. *The Journals of Gerontology: Series A*. 2022 Apr 1;77(4):837–41.
24. World Health Organization (WHO). <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>. 2021 [cited 2022 May 25]. Ageing and health. Available from: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>
25. Rickson JJ, ‡1 SAM, Headley SAE. Isometric Exercise Training: A Review of Hypothesized Mechanisms and Protocol Application in Persons with Hypertension [Internet]. Vol. 14, *International Journal of Exercise Science*. 2021. Available from: <http://www.intjexersci.com>
26. Sarmiento A de O, Santos A da C, Trombetta IC, Dantas MM, Oliveira Marques AC, do Nascimento LS, et al. Regular physical exercise improves cardiac autonomic and muscle vasodilatory responses to isometric exercise in healthy elderly. *Clin Interv Aging*. 2017 Jun 28; 12:1021–8.

-
27. Murofushi K, Yamaguchi D, Hirohata K, Furuya H, Mitomo S. Variations in upper limb and trunk muscles activation during isometric exercises with or without exertion of control. *Isokinet Exerc Sci*. 2022 Jan 18;1–2.
 28. Lemley KJ, Drewek B, Hunter SK, Hoeger Bement MK. Pain relief after isometric exercise is not task-dependent in older men and women. *Med Sci Sports Exerc*. 2014 Jan;46(1):185–91.
 29. Enoka RM, Baudry S, Rudroff T, Farina D, Klass M, Duchateau J. Unraveling the neurophysiology of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [Internet]. 2011 Apr;21(2):208–19. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.10.006>
 30. Panka GFL, Oliveira MM, França DC, Parreira VF, Britto RR, Velloso M. Ventilatory and muscular assessment in healthy subjects during an activity of daily living with unsupported arm elevation. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2010;14(4):337–43.
 31. Velloso M, do Nascimento NH, Gazzotti MR, Jardim JR. Evaluation of effects of shoulder girdle training on strength and performance of activities of daily living in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *International Journal of COPD*. 2013; 8:187–92.
 32. Frykholm E, Lima VP, Selander HV, Nyberg A, Janaudis-Ferreira T. Physiological and Symptomatic Responses to Arm versus Leg Activities in People with Chronic Obstructive Pulmonary Disease: A Systematic Review and Meta-Analysis. *COPD: Journal of Chronic Obstructive Pulmonary Disease* [Internet]. 2019;16(5–6):390–405. Available from: <https://doi.org/10.1080/15412555.2019.1674269>

33. Tiller NB, Campbell IG, Romer LM. Influence of Upper-Body Exercise on the Fatigability of Human Respiratory Muscles. *Med Sci Sports Exerc.* 2017;49(7):1461–72.
34. Dupuis F, Sole G, Mercier C, Roy JS. Impact of fatigue at the shoulder on the contralateral upper limb kinematics and performance. *PloS One.* 2022 Apr 1;17(4 April).
35. Cowley JC, Gates DH. Proximal and distal muscle fatigue differentially affect movement coordination. *PloS One.* 2017 Feb 1;12(2).
36. Tani ai Y, Naniwa T, Nishii J. Optimal reaching trajectories based on feedforward control. *Biol Cybern.* 2022 Aug 1;116(4):517–26.
37. Gribble PL, Mullin LI, Cothros N, Mattar A. Role of cocontraction in arm movement accuracy. *J Neurophysiol.* 2003 May 1;89(5):2396–405.
38. Pedersen J, Lönn J, Hellström F, Djupsjöbacka M, Johansson H. Localized muscle fatigue decreases the acuity of the movement sense in the human shoulder. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(7).
39. Dupuis F, Sole G, Wassinger C, Biemann M, Bouyer LJ, Roy JS. Fatigue, induced via repetitive upper-limb motor tasks, influences trunk and shoulder kinematics during an upper limb reaching task in a virtual reality environment. *PloS One.* 2021 Apr 1;16(4 April).
40. Missenard O, Mottet D, Perrey S. The role of cocontraction in the impairment of movement accuracy with fatigue. *Exp Brain Res.* 2008 Feb;185(1):151–6.

-
41. Jiang Y, Hernandez V, Venture G, Kulić D, Chen BK. A data-driven approach to predict fatigue in exercise based on motion data from wearable sensors or force plate. *Sensors*. 2021 Feb 2;21(4):1–16.
 42. Henschke J, Kaplick H, Wochatz M, Engel T. Assessing the validity of inertial measurement units for shoulder kinematics using a commercial sensor-software system: A validation study. *Health Sci Rep*. 2022 Sep 1;5(5).
 43. Moyen-Sylvestre B, Goubault É, Begon M, Côté JN, Bouffard J, Dal Maso F. Power Spectrum of Acceleration and Angular Velocity Signals as Indicators of Muscle Fatigue during Upper Limb Low-Load Repetitive Tasks. *Sensors*. 2022 Oct 1;22(20).
 44. Wang H, Refai MIM, Van Beijnum BJF. Measuring upper-extremity use with one IMU. In: *BIOSIGNALS 2019 – 12th International Conference on Bio-Inspired Systems and Signal Processing, Proceedings; Part of 12th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies, BIOSTEC 2019*. SciTePress; 2019. P. 93–100.
 45. Marotta L, Scheltinga BL, van Middelaar R, Bramer WM, van Beijnum BJF, Reenalda J, et al. Accelerometer-Based Identification of Fatigue in the Lower Limbs during Cyclical Physical Exercise: A Systematic Review. Vol. 22, *Sensors*. MDPI; 2022.
 46. Rudigkeit N, Paulich M, Schepers M, Bellusci G. Xsens MTw Awinda: Miniature Wireless Inertial-Magnetic Motion Tracker for Highly Accurate 3D Kinematic Applications. 2018; Available from: www.xsens.com,

-
47. Höglund G, Grip H, Öhberg F. The importance of inertial measurement unit placement in assessing upper limb motion. *Med Eng Phys.* 2021 Jun 1; 92:1–9.
 48. Guo CC, Chiesa PA, de Moor C, Fazeli MS, Schofield T, Hofer K, et al. Digital Devices for Assessing Motor Functions in Mobility Impaired and Healthy Populations: A Systematic Literature Review (Preprint). *J Med Internet Res.* 2022 Nov 21.
 49. Morrow MMB, Lowndes B, Fortune E, Kaufman KR, Hallbeck MS. Validation of inertial measurement units for upper body kinematics. *J Appl Biomech.* 2017 Jun 1;33(3):227–32.
 50. Poitras I, Dupuis F, Biemann M, Campeau-Lecours A, Mercier C, Bouyer LJ, et al. Validity and reliability of wearable sensors for joint angle estimation: A systematic review. Vol. 19, *Sensors (Switzerland)*. MDPI AG; 2019.
 51. Schwarz A, Kanzler CM, Lamercy O, Luft AR, Veerbeek JM. Systematic review on kinematic assessments of upper limb movements after stroke. Vol. 50, *Stroke*. Lippincott Williams and Wilkins; 2019. P. 718–27.
 52. Hughes CML, Tran B, Modan A, Zhang X. Accuracy and Validity of a Single Inertial Measurement Unit-Based System to Determine Upper Limb Kinematics for Medically Underserved Populations. *Front Bioeng Biotechnol.* 2022 Jun 27;10.
 53. Goubault E, Verdugo F, Bailly F, Begon M, Dal Maso F. Inertial measurement units and partial least square regression to predict perceived

- 1 exertion during repetitive fatiguing piano tasks 2 [Internet]. 2022. Available from: <https://ssrn.com/abstract=4053768>
54. Moher D, Hopewell S, Schulz KF, Montori V, Gøtzsche PC, Devereaux PJ, et al. CONSORT 2010 explanation and elaboration: updated guidelines for reporting parallel group randomized trials. *BMJ*. 2010;340.
55. Review C, Communication S, Principles G. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *J Am Coll Dent*. 2014;81(3):14–8.
56. Dos Reis IMM, Basso-Vanelli RP, Beltrame T, Frade MCM, de Abreu RM, Cid MM, et al. Acute effects of the 6-minute pegboard and ring test in copd. *Respir Care*. 2020;65(2):198–209.
57. Ware JE, Sherbourne CD. The MOS 36-Item Short-Form Health Survey (SF-36) I. Conceptual Framework and Item Selection. Vol. 30. 1992.
58. Ferreira PL. Creation of Portuguese version of the MOS SF-36 Part I, Cultural and Linguistic Adaptation. *Acta Med Port*. 2000;13(1–2):55–66.
59. Camões M, Severo M, Santos AC, Barros H, Lopes C. Testing an adaptation of the EPIC Physical Activity Questionnaire in Portuguese adults: A validation study that assesses the seasonal bias of self-report. *Ann Hum Biol*. 2010;37(2):186–98.
60. Ferreira PL, Noronha Ferreira L, Nobre Pereira L. Medidas sumário física e mental de estado de saúde para a população portuguesa. *Revista Portuguesa de Saude Publica*. 2012;30(2):163–71.

-
61. Lopes Ferreira P. Creation of the Portuguese version of MOS SF-36 part II – validation tests. *Acta Med Port.* 2000;13(3):119–27.
 62. Ferreira PL, Santana P. Percepção de estado de saúde e de qualidade de vida da população activa: contributo para a definição de normas portuguesas. *Revista Portuguesa de Saúde Pública* [Internet]. 2003;21(2):15–30. Available from: <http://www.sri.uc.pt/feuc/pedrof/docs/Publicacoes/NA200303.pdf>
 63. Borg G. Borg's perceived exertion and pain scales. *Human Kinetics.* 1998;(July 1998):111.
 64. Schepers M, Giuberti M, Bellusci G. Xsens MVN: Consistent Tracking of Human Motion Using Inertial Sensing. 2018; Available from: <https://www.researchgate.net/publication/324007368>
 65. Roetenberg D, Luinge H, Slycke P. Xsens MVN: Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors [Internet]. Vol. 3. 2013. Available from: www.xsens.com,
 66. Ansdell P, Brownstein CG, Škarabot J, Hicks KM, Howatson G, Thomas K, et al. Sex differences in fatigability and recovery relative to the intensity–duration relationship. *Journal of Physiology.* 2019 Dec 1;597(23):5577–95.
 67. Fritz CO, Morris PE, Richler JJ. Effect size estimates: Current use, calculations, and interpretation. *J Exp Psychol Gen.* 2012;141(1):2–18.
 68. McDonald AC, Mulla DM, Keir PJ. Muscular and kinematic adaptations to fatiguing repetitive upper extremity work. *Appl Ergon.* 2019 Feb 1; 75:250–6.

-
69. Tse CTF, McDonald AC, Keir PJ. Adaptations to isolated shoulder fatigue during simulated repetitive work. Part I: Fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2016 Aug 1; 29:34–41.
 70. Zhang G, Wong IKK, Chen TLW, Hong TTH, Wong DWC, Peng Y, et al. Identifying fatigue indicators using gait variability measures: A longitudinal study on elderly brisk walking. Vol. 20, *Sensors (Switzerland)*. MDPI AG; 2020. P. 1–12.
 71. Bonett DG, Wright TA. SAMPLE SIZE REQUIREMENTS FOR ESTIMATING PEARSON, KENDALL AND SPEARMAN CORRELATIONS. 2000.
 72. Bailey CA, Weiss M, Côté JN. Effects of old age on fatigability and sensorimotor characteristics of a repetitive upper limb fatiguing task. *PLoS One*. 2020 Jul 1;15(7 July).
 73. Kratz AL, Murphy SL, Braley TJ, Basu N, Kulkarni S, Russell J, et al. Development of a person-centered conceptual model of perceived fatigability. *Quality of Life Research*. 2019 May 15;28(5):1337–47.
 74. Greenhouse-Tucknott A, Butterworth JB, Wrightson JG, Harrison NA, Dekerle J. Effect of the subjective intensity of fatigue and interoception on perceptual regulation and performance during sustained physical activity. *PLoS One*. 2022 Jan 1;17(1 January).
 75. Greenhouse-Tucknott A, Wrightson JG, Raynsford M, Harrison NA, Dekerle J. Interactions between perceptions of fatigue, effort, and affect decrease knee extensor endurance performance following upper body

- motor activity, independent of changes in neuromuscular function. *Psychophysiology*. 2020 Sep 1;57(9).
76. Venhorst A, Micklewright D, Noakes TD. Perceived Fatigability: Utility of a Three-Dimensional Dynamical Systems Framework to Better Understand the Psychophysiological Regulation of Goal-Directed Exercise Behaviour. Vol. 48, *Sports Medicine*. Springer International Publishing; 2018. P. 2479–95.
77. Azevedo R de A, Silva-Cavalcante MD, Lima-Silva AE, Bertuzzi R. Fatigue development and perceived response during self-paced endurance exercise: state-of-the-art review. Vol. 121, *European Journal of Applied Physiology*. Springer Science and Business Media Deutschland GmbH; 2021. P. 687–96.
78. Hunter SK. The Relevance of Sex Differences in Performance Fatigability. *Med Sci Sports Exerc*. 2016/10/19. 2016;48(11):2247–56.
79. Martinez-Amezcuca P, Simonsick EM, Wanigatunga AA, Urbanek JK, Chiles Shaffer N, Ferrucci L, et al. Association Between Adiposity and Perceived Physical Fatigability in Mid- to Late Life. *Obesity*. 2019 Jul 1;27(7):1177–83.
80. Mehta RK, Cavuoto LA. Relationship between IMC and Fatigability Is Task Dependent. *Hum Factors*. 2017 Aug 1;59(5):722–33.
81. Cooper R, Popham M, Santanasto AJ, Hardy R, Glynn NW, Kuh D. Are IMC and inflammatory markers independently associated with physical fatigability in old age? *Int J Obes*. 2019 Apr 1;43(4):832–41.

-
82. Malak MZ, Abu Adas M, Al-Amer R, Yousef NN, Ali RM. Evaluation of Fatigue among Older Population in Jordan. *Exp Aging Res.* 2021;47(5):464–77.
 83. Simonsick EM, Schrack JA, Glynn NW, Ferrucci L. Assessing fatigability in mobility-intact older adults. *J Am Geriatr Soc.* 2014 Feb;62(2):347–51.
 84. Salter A, Fox RJ, Tyry T, Cutter G, Marrie RA. The association of fatigue and social participation in multiple sclerosis as assessed using two different instruments. *Mult Scler Relat Disord.* 2019 Jun 1; 31:165–72.
 85. Schrack JA, Wanigatunga AA, Zipunnikov V, Kuo PL, Simonsick EM, Ferrucci L, et al. Longitudinal Association between Energy Regulation and Fatigability in Mid-to-Late Life. *Journals of Gerontology – Series A Biological Sciences and Medical Sciences.* 2020 Jun 5;75(9): e74–80.
 86. Qiao Y (susanna), Gmelin T, Renner SW, Boudreau RM, Martin S, Wojczynski MK, et al. Evaluation of the Bidirectional Relations of Perceived Physical Fatigability and Physical Activity on Slower Gait Speed. *Journals of Gerontology – Series A Biological Sciences and Medical Sciences.* 2021 Oct 1;76(10): E237–44.
 87. Forman DA, Forman GN, Mugnosso M, Zenzeri J, Murphy B, Holmes MWR. Sustained Isometric Wrist Flexion and Extension Maximal Voluntary Contractions Similarly Impair Hand-Tracking Accuracy in Young Adults Using a Wrist Robot. *Front Sports Act Living.* 2020 May 8;2.
 88. Cowley JC, Gates DH. Inter-joint coordination changes during and after muscle fatigue. *Hum Mov Sci.* 2017 Dec 1; 56:109–18.

-
89. Monjo F, Terrier R, Forestier N. Muscle fatigue as an investigative tool in motor control: A review with new insights on internal models and posture-movement coordination. *Hum Mov Sci.* 2015 Dec 1; 44:225–33.
 90. Yang C, Bouffard J, Srinivasan D, Ghayourmanesh S, Cantú H, Begon M, et al. Changes in movement variability and task performance during a fatiguing repetitive pointing task. *J Biomech.* 2018 Jul 25; 76:212–9.
 91. Pethick J, Tallent J. The Neuromuscular Fatigue-Induced Loss of Muscle Force Control. *Sports.* 2022 Nov 21;10(11):184.
 92. Thomas SJ, Castillo GC, Topley M, Paul RW. The Effects of Fatigue on Muscle Synergies in the Shoulders of Baseball Players. *Sports Health.* 2022.
 93. Ortega-Auriol PA, Besier TF, Byblow WD, McMorland AJC. Fatigue Influences the Recruitment, but Not Structure, of Muscle Synergies. *Front Hum Neurosci.* 2018 Jun 21;12.
 94. Palomino DP, Torres Pareja M, Mateos LM, Mendoza Láiz N. The isometric muscle contraction tasks or repetitive movements to evaluate the effects of fatigue. A systematic review. Vol. 35, *Arch Med Deporte.* 2018.
 95. Zijdewind I, Hyngstrom A, Hunter S. Editorial: Fatigability and Motor Performance in Special and Clinical Populations. *Front Physiol.* 2021;11(February):2020–2.
 96. Silva-Migueis H, Martínez-Jiménez EM, Casado-Hernández I, Dias A, Monteiro AJ, Martins RB, et al. Influence of an Upper Limb Isometric Task in Perceived and Performance Fatigability of Elderly Subjects: A Quasi-

- Experimental Study. *Biology (Basel)* [Internet]. 2022 Aug 5;11(8):1175.
Available from: <https://www.mdpi.com/2079-7737/11/8/1175>
97. Hunter SK. Sex differences in fatigability of dynamic contractions. *Exp Physiol*. 2016;101(2):250–5.
98. Budhota A, Tommasino P, Hussain A, Campolo D. Identification of Shoulder Muscle Synergies in healthy subjects during an Isometric Task. In: 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). 2017. P. 134–9.
99. Avin KG, Naughton MR, Ford BW, Moore HE, Monitto-Webber MN, Stark AM, et al. Sex differences in fatigue resistance are muscle group dependent. *Med Sci Sports Exerc*. 2010 Oct;42(10):1943–50.
100. Longarzo M, Mele G, Alfano V, Salvatore M, Cavaliere C. Gender Brain Structural Differences and Interoception. *Front Neurosci*. 2021 Jan 6;14.
101. Alfano V, Cavaliere C, Di Cecca A, Ciccarelli G, Salvatore M, Aiello M, et al. Sex differences in functional brain networks involved in interoception: An Fmri study. *Front Neurosci*. 2023 Mar 14;17.

15. ANEXOS

15.1. Anexo I - Resumo ampliado (Galego)

A presente tese de doutoramento, titulada “Fatiga e cinemática durante a actividade isométrica do membro superior” realizouse a través dun compendio de artigos que exploraban os efectos da actividade isométrica do membro superior sobre a fatiga en persoas maiores.

A fatiga defínese como un síntoma incapacitante que limita a función física e cognitiva debido á interacción entre a fatiga do rendemento e a fatiga percibida, que á súa vez están influenciadas por factores moduladores, como a idade, o sexo, as morbilidades, o nivel de condición física, entre outros.

A fatigabilidade representa un constructo holístico no que a fatiga, como parámetro auto-informado, se normaliza ao nivel dunha actividade determinada, permitindo a comparación entre individuos con diferentes niveis de saúde funcional.

A fatigabilidade percibida refírese á sensación subxectiva de cansazo ou aumento do esforzo e reflicte cambios nas sensacións que regulan o benestar do individuo, e depende tanto da capacidade fisiolóxica para manter a homeostase como do estado psicolóxico do individuo.

A fatigabilidade do rendemento descríbese como a diminución dun parámetro ou medida obxectiva do rendemento físico durante un período definido, estando directamente asociada coa función contráctil do músculo e coa capacidade do sistema nervioso central (SNS) para satisfacer as necesidades requiridas pola tarefa.

Como dimensións da fatiga, ambas contribúen á experiencia global da fatiga, que nos anciáns é un síntoma con alta prevalencia e un dos máis incapacitantes, xunto coa dor. Ademais, a fatiga é un sinal de fragilidade que afecta o rendemento funcional e reduce a interacción social e considérase un predictor de aumento do uso dos servizos sanitarios e da mortalidade.

Considerando o envellecemento da poboación e os obxectivos de preservación da saúde na vellez, a actividade isométrica destaca como unha estratexia significativa nas actividades deportivas e de rehabilitación. Isto implica un recrutamento muscular sostido, asociado a beneficios como a estabilidade das articulacións e a redución da presión arterial e da dor. Non obstante, as actividades isométricas máis esixentes, como a actividade isométrica posicional, poden estar vencelladas a unha maior fatiga debido á necesidade continua de axustes.

A fatiga pode manifestarse como cambios no movemento, incluíndo diminución da precisión, agudeza propioceptiva e co-contracción muscular. Por este motivo, utilizouse o enfoque biomecánico para identificar cambios cinemáticos relacionados coa fatiga. As unidades de medida inercial (IMU) combinan acelerómetros, xiroscopios e magnetómetros e ofrecen unha alternativa portátil, rendible e accesible para a análise cinemática a outros instrumentos biomecánicos, especialmente nas actividades diarias.

Estudos anteriores destacan a validez e fiabilidade das IMU, centrándose na súa aplicabilidade a parámetros temporais e actividades sinxelas. Non obstante, a pesar do crecente uso das IMU, a evidencia sobre o seu uso no estudo dos cambios cinemáticos relacionados coa fatiga aínda é limitada, especialmente en

tarefas que implican os membros superiores e en poboacións de idade avanzada.

Neste contexto, considerouse relevante comprender como se manifesta a fatiga nos anciáns e a súa relación coa cinemática dos membros superiores, contribuindo a comprender o papel da fatiga no desenvolvemento da discapacidade e a predicir a fatiga precoz en función da cinemática dos membros superiores, avaliados por IMU.

Para iso, realizáronse 3 estudos que exploraron os efectos da actividade isométrica posicional dos membros superiores (AIPMS) en persoas maiores e cuxo obxectivo principal foi:

- Comprender a influencia do AIPMS sobre a fatigabilidade percibida e o rendemento das persoas maiores (Estudo I);
- Identificar o comportamento cinemático do membro superior durante a actividade isométrica posicional e a súa relación coa fatigabilidade do rendemento (estudo II); É
- Investigar a existencia dunha relación entre a cinemática do membro superior e a fatigabilidade percibida polos individuos durante a execución da actividade isométrica posicional.

Os tres estudos desenvolvéronse tras unha investigación de ensaio clínico cuantitativo cun deseño cuasi-experimental (pre e post test) sen aleatorización e cun único grupo.

A investigación rexistrouse na plataforma ClinicalTrials.gov (NCT04938791) e os seus métodos e resultados presentáronse seguindo as pautas establecidas en CONSORT 2010 coas adaptacións necesarias ao tratarse dun estudo cuasi-experimental.

O proxecto de investigación foi sometido á consideración do Comité de Ética da Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa - Lisboa, Portugal, e recibiu un ditame favorable o 5 de marzo de 2021 (ESSCVP-EC_01/2021). Durante todo o proceso e a investigación, seguíronse os principios éticos para a investigación humana definidos na Declaración de Helsinki.

O cálculo do tamaño da mostra da investigación realizouse coa axuda do software G * Power 3.1.9.2, obtendo un tamaño mostral necesario de 18 participantes. Entre outubro de 2021 e febreiro de 2022, recrutáronse 39 persoas que aceptaron participar na investigación e ás que se lles aplicaron criterios de elixibilidade (inclusión e exclusión).

Dos 39 individuos inicialmente recrutados, sete foron excluídos porque cumprían os criterios de exclusión, e un dos participantes foi excluído dos estudos II e III porque a IMU descendeu durante a recollida de datos. Así, no estudo I participaron 32 participantes (16 homes e 16 mulleres).) e nos estudos II e III participaron 31 participantes (16 homes e 15 mulleres).

En todos os estudos recolléronse variables socio demográficas e antropométricas.

Ademais, para o estudo I recolléronse datos sobre as dimensións da saúde que contribúen á calidade de vida a través do cuestionario MOS-SF36; datos relativos á práctica de actividade física nun ámbito doméstico, recreativo ou laboral

mediante o cuestionario EPIC-PAC (versión curta); datos relativos á fatigabilidade percibida, recollidos mediante a escala Borg CR10; e a fatiga do rendemento medida polo tempo ata o fallo da actividade.

Para o estudo II tamén se utilizaron datos relativos á fatigabilidade do rendemento, utilizando o tempo ata o fallo da actividade (TFA) e os datos relativos á cinemática do membro superior, máis concretamente á súa aceleración, obtidos mediante a unidade de medida inercial.

Finalmente, para o estudo III utilizáronse os datos de fatigabilidade percibida, recollidos mediante a Escala CR10 de Borg, e os datos relativos á cinemática do membro superior, máis concretamente á súa aceleración, recollidos mediante a unidade de medida inercial.

A recollida de datos realizouse nun ambiente controlado e seguindo o protocolo definido, que comezou coa pesada e medición dos participantes e a realización dos cuestionarios.

Despois das medicións antropométricas e cubrindo cuestionarios, os participantes descansaron cinco minutos, recibiron instrucións sobre a tarefa e o uso da escala Borg CR10. Durante este período tamén se rexistrou a fatigabilidade percibida en repouso, a IMU situouse na rexión lateral de o húmero do brazo dominante e calibrado segundo o sistema de coordenadas de referencia global.

Despois de 5 minutos de descanso, pedíuselles aos participantes que flexionasen os membros superiores ata 90° coas mans enfrontadas e que

manteñan a posición o tempo que puidesen. Ao longo da actividade, os suxeitos recibiron instrucións para manter a súa postura e informar da intensidade da fatiga, cada 1 minuto ata o final da tarefa. Recopiláronse e rexistráronse os datos de aceleración durante todo o período.

Ao final da tarefa, rexistráronse a fatigabilidade final percibida e o TFA.

A análise estatística realizouse usando o software SPSS® versións 25.0 e 28.0. Describíronse as variables con medidas centrais e de dispersión, incluíndo media, desviación estándar, valores máximos e mínimos.

Debido á heteroxeneidade na duración da actividade, houbo que normalizar os datos para a súa comparación.

No caso da fatigabilidade percibida (Estudos I e III), a normalización realizouse en cinco puntos de corte correspondentes a diferentes porcentaxes de tempo de actividade. Para os datos de aceleración (Estudos II e III), consideráronse 10 puntos de corte, correspondentes a intervalos do 10%.

Utilizáronse probas paramétricas e non paramétricas para avaliar diferenzas entre grupos ou momentos de análise, e mediuse a forza de asociación entre variables.

Para avaliar as probas estatísticas a utilizar, utilizouse o test de Shapiro-Wilk para verificar a normalidade da distribución de variables ($p > 0,05$) e o test de Levene para avaliar a igualdade de varianzas en variables con distribución normal.

Unha vez verificada a igualdade de varianzas, utilizouse o test t de Student para mostras independentes, para avaliar diferenzas significativas entre sexos, e o

test t de Student para mostras pareadas, cando se desexaba examinar diferenzas significativas entre dous períodos de fatigabilidade.

Dado que en todos os estudos se comprobou que había variables que non seguían unha distribución normal, houbo que utilizar probas non paramétricas, concretamente a proba U de Mann-Whitney para mostras independentes, para comparar diferenzas de variables entre sexos; o test de Wilcoxon para mostras pareadas, para valorar a existencia de diferenzas entre dous períodos de fatigabilidade; e no estudo I, a proba de Kruskal-Wallis para variables independentes, que se utilizou para comparar grupos de clase do índice de masa corporal (IMC).

Para medir a forza da asociación lineal entre variables, no estudo I utilizouse o coeficiente de correlación de Pearson cando ambas as variables seguían unha distribución normal. Nos estudos II e III só se utilizou o coeficiente de correlación de Spearman, xa que, en todas as análises, polo menos unha das variables non seguiu unha distribución normal.

No estudo I, participaron 32 participantes, 16 foron homes (50%) e 16 mulleres (50%). Nos estudos II e III participaron 31 participantes, dos cales 16 foron homes (51,6%) e 16 mulleres (48,4%). En todos os estudos observáronse diferenzas significativas de peso e talla, relacionadas co sexo, pero sen repercusións no IMC.

No estudo I observouse que en canto á calidade de vida, a Función Social e a Dimensión Emocional do Desempeño foron as dúas dimensións con puntuacións máis altas, mentres que Vitalidade e Saúde Mental presentaron puntuacións máis baixas.

En canto á fatigabilidade percibida, notouse un aumento progresivo ao longo da actividade, con maior variación nos últimos cuartiles.

A TFA media foi de 472,25 segundos, sendo os homes que puideron manter a actividade durante máis tempo que as mulleres. Atopáronse asociacións estatisticamente significativas entre a fatigabilidade percibida (PcFat) e a dimensión da función social, así como o tempo dedicado a actividades vigorosas. A fatigabilidade do rendemento mostrou unha relación positiva coas dimensións da función física e do rendemento físico, mentres que se atopou unha relación negativa e significativa entre o IMC e o TFA.

A análise por sexo revelou unha asociación entre a fatigabilidade percibida e as características demográficas, antropométricas e clínicas nas mulleres e nos homes só entre as características clínicas e de actividade física.

Entre a fatigabilidade percibida e o rendemento, identificouse unha relación positiva, moderada e estatisticamente significativa no último terzo da actividade, entre PcFat75% e PcFat100%, con TFA.

No Estudo II, a análise da aceleración media revelou patróns distintos en relación cos eixes de movemento do membro superior. No eixe X produciuse unha diminución progresiva, mentres que no eixe Z houbo un aumento, indicando un movemento saxital cara á extensión do ombreiro. No eixe Y, a aceleración variou, inicialmente diminuíndo e despois aumentando.

Houbo unha variación crecente na aceleración, o que indica unha maior variabilidade do movemento. Nos homes, observouse unha correlación positiva entre TFA e aceleración no eixe X, e unha correlación negativa coa aceleración media no eixe Y.

A influencia do sexo na aceleración dos membros superiores foi evidente, con diferenzas significativas no eixe X que aparecen antes nas mulleres. Entre os puntos de corte consecutivos, nas mulleres, identificáronse diferenzas significativas na aceleración no eixe X a partir do 40% da actividade. Nos homes non se observaron diferenzas significativas entre seccións consecutivas deste eixe.

No eixe Z detectáronse diferenzas significativas no 50% da actividade en mulleres e no 30% da actividade en homes, de forma intermitente.

O estudo III revelou importantes asociacións entre a fatigabilidade percibida e a aceleración media durante a actividade. Destacan relacións positivas e estatisticamente significativas entre a fatigabilidade percibida no último terzo da actividade e a aceleración media no eixe X. A análise por sexo mostrou correlacións significativas só en mulleres, cubrindo todos os puntos de corte de fatigabilidade percibida (PcFat) e aceleración media. En xeral, a fatigabilidade percibida relacionouse cos puntos de corte de aceleración medios anteriores, pero et75%, apareceu vinculada á aceleración despois do 75% da actividade, especialmente nas mulleres.

En canto á relación entre a aceleración media e a variación da fatigabilidade percibida, observouse unha correlación significativa e moderada só na segunda metade da actividade, abarcando todos os eixes de movemento na análise por xénero. Nos homes, estas correlacións foron máis extensas e intensas, principalmente no eixe Y. Nas mulleres destacou unha relación precoz, moderada e positiva entre a variación da fatigabilidade percibida (VPcFat 25-50%) e a aceleración no eixe X. Non obstante, no corte do 50-75%, a variación

na fatigabilidade percibida tamén parecía estar relacionada coa aceleración media no eixe X despois do 75% da actividade.

A investigación sobre fatigabilidade e o uso de IMUs está a converterse nunha tendencia na avaliación da función motora e do rendemento funcional, aínda que a literatura específica sobre fatigabilidade durante a AIPMS en persoas maiores é limitada. Os nosos estudos pretenderon comprender a influencia do AIPMS na fatigabilidade dos anciáns, considerando a calidade de vida, o nivel de actividade física e a relación co comportamento cinemático do membro superior.

Os resultados mostraron que a fatigabilidade percibida aumenta progresivamente ao longo do AIPMS, con diferenzas significativas entre os períodos analizados, especialmente no terceiro e cuarto cuartiles de actividade. Estes resultados están en consonancia co descrito na literatura, que indica que os factores homeostáticos que contribúen á fatiga percibida poden influír na capacidade de activación muscular voluntaria e, en consecuencia, na fatigabilidade do rendemento. Así mesmo, a retroalimentación aferente inflúe nos axustes necesarios para manter a homeostase e, polo tanto, pode producir cambios na fatigabilidade percibida.

Os homes mantiveron a actividade durante máis tempo que as mulleres, pero as diferenzas nas respostas á fatiga eran evidentes dependendo do sexo. A análise por sexo revelou que os homes tiñan unha maior fatiga percibida, pero menor fatigabilidade do rendemento, o que indica unha interacción complexa entre os factores fisiolóxicos e a percepción subxectiva da fatiga.

En canto aos factores asociados á fatiga, o IMC mostrou un efecto negativo, sobre todo nas mulleres, corroborando estudos previos que asocian a obesidade

cunha maior fatigabilidade. Ademais, a fatigabilidade percibida relacionouse coa función social, a vitalidade e a dor, indicando a influencia dos factores psicossociais, o que está en consonancia co descrito por outros autores, que afirman que a fatigabilidade percibida está modulada por factores homeostáticos e psicossociais e que son os responsables. pola variabilidade na fatigabilidade dos participantes.

En canto á fatiga de rendemento, as dimensións con maior impacto foron a función física e o rendemento, na súa dimensión física. A fatigabilidade do rendemento depende da capacidade do sistema nervioso para proporcionar unha activación adecuada, así como da función contráctil do músculo. Polo tanto, pode provocar unha redución aguda no rendemento motor e interferir directamente co desempeño das actividades diarias habituais.

Non obstante, a fatigabilidade do rendemento e os mecanismos implicados son específicos da tarefa, do grupo muscular e da poboación, o que significa que a medida en que a fatigabilidade do rendemento afecta a calidade de vida pode diferir segundo o sexo, a idade e as tarefas realizadas.

Ademais, a capacidade de producir e utilizar enerxía cambia coa idade, cunha redución do VO₂ pico e un aumento das necesidades enerxéticas para realizar as tarefas diarias, contribuindo ao desenvolvemento dun déficit enerxético e un aumento dos custos enerxéticos. mobilidade nas persoas maiores.

Respecto ao uso das IMU, observamos cambios significativos na aceleración media do membro superior ao longo do AIPMS, indicando movemento no plano saxital cara á extensión do ombreiro e aumento da variabilidade nas traxectorias de movemento.

Este movemento pode estar asociado con cambios no recrutamento motor e aumento da variabilidade da forza e do movemento, moitas veces asociados á fatiga muscular ou a estratexias compensatorias que se producen en presenza de fatiga muscular, que cambian ao longo da tarefa co obxectivo de aliviar o efectos da fatiga e manter o rendemento. Dado que os cambios foron diferentes entre homes e mulleres, suxiren respostas neuromusculares adaptativas diferentes dependendo do sexo.

O aumento da variabilidade do movemento que pode ocorrer a medida que avanza a fatiga neuromuscular implica cambios no tempo na coordinación interarticular e intermuscular, o que provoca un déficit no control da forza e un aumento da complexidade do movemento. Este feito pode deberse a cambios nas sinerxías musculares e a unha diminución da co-contracción muscular, o que inflúe negativamente na precisión do movemento e aumenta a variabilidade do movemento.

A relación entre a aceleración media e a fatigabilidade percibida suxire que os cambios cinemáticos preceden á percepción subxectiva da fatiga. Esta relación destaca especialmente na segunda metade da actividade, indicando un papel crucial da cinemática na percepción da fatiga.

As asociacións entre a aceleración media e a fatigabilidade do rendemento foron máis evidentes nos homes, destacando a especificidade da relación entre a cinemática e o rendemento motor. Estas relacións suxiren que os axustes de movemento poden influír directamente no tempo de actividade, especialmente nos homes.

En resumo, esta investigación contribúe á comprensión da fatigabilidade en persoas maiores durante AIPMS, integrando múltiples dimensións e utilizando IMU para a análise cinemática. A complexidade das interaccións entre factores fisiolóxicos, psicosociais e cinemáticos destaca a necesidade de enfoques holísticos para avaliar a función motora en adultos maiores.

Non obstante, recoñécense algunhas limitacións, a saber, o tamaño da mostra e o uso da mostraxe de conveniencia, a interpretación variable da fatiga por parte dos participantes, a avaliación da actividade física mediante autoinforme e as limitacións asociadas aos sensores da IMU, como elementos a mellorar en futuros estudos.

A pesar das limitacións, esta investigación proporcionou unha visión completa do comportamento da fatiga durante a realización dun AIPMS en persoas maiores. A inclusión de homes e mulleres na mostra permitiu explorar as influencias de xénero nos resultados. A análise considerou varias dimensións da fatigabilidade e examinou os factores fisiolóxicos, psicossociais e ambientais que poderían afectar o rendemento das persoas.

Unha das achegas importantes do estudo foi o uso de datos de aceleración extraídos da IMU, cun protocolo de procesamento de datos sinxelo. Este enfoque facilita a replicación do estudo por profesionais sen habilidades específicas en tratamento de sinal ou datos.

En conclusión, este estudo destacou que AIPMS no membro superior pode desencadear cambios na percepción da fatiga nos anciáns, con diferenzas relacionadas co xénero. Identificouse con éxito a asociación entre o comportamento de aceleración, a fatigabilidade percibida e as características de

xénero. O estudo destacou a importancia dos programas de envelhecimento activo, facendo fincapé no control do peso, na mellora da funcionalidade e na promoción das redes sociais entre as persoas maiores. Recomendou o uso de IMU para detectar precozmente os cambios cinemáticos asociados á fatiga, permitindo axustes inmediatos para mellorar o rendemento físico e funcional.

15.2. Anexo I - Resumen ampliado (Castellano)

La presente tesis doctoral, titulada “Fatiga y cinemática durante la actividad isométrica del miembro superior” se realizó a través de un compendio de artículos que exploraron los efectos de la actividad isométrica del miembro superior sobre la fatiga en individuos de edad avanzada.

La fatiga se define como un síntoma incapacitante que limita la función física y cognitiva debido a la interacción entre la fatiga de rendimiento y la fatiga percibida, que a su vez están influenciadas por factores moduladores, como la edad, el sexo, las morbilidades, el nivel de aptitud física, entre otros.

La fatigabilidad representa un constructo holístico en el que la fatiga, como parámetro autoinformado, se normaliza al nivel de una actividad determinada, lo que permite la comparación entre individuos con diferentes niveles de salud funcional.

La fatiga percibida se refiere a la sensación subjetiva de cansancio o mayor esfuerzo y refleja cambios en las sensaciones que regulan el bienestar de un individuo, y depende tanto de la capacidad fisiológica de mantener la homeostasis como del estado psicológico del individuo.

La fatiga del rendimiento se describe como la disminución de un parámetro o medida objetiva del rendimiento físico durante un período definido, estando directamente asociada con la función contráctil del músculo y la capacidad del sistema nervioso central (SNS) para satisfacer las necesidades requeridas por la tarea. .

Como dimensiones de la fatiga, ambas contribuyen a la experiencia global de la fatiga, que en las personas mayores es un síntoma con alta prevalencia y uno de los más incapacitantes, junto con el dolor. Además, la fatiga es un signo de fragilidad que afecta el desempeño funcional y reduce la interacción social y se considera un predictor de mayor uso de los servicios de salud y mortalidad.

Considerando el envejecimiento de la población y los objetivos de preservar la salud en la vejez, la actividad isométrica se destaca como una estrategia importante en las actividades deportivas y de rehabilitación. Esto implica un reclutamiento muscular sostenido, lo que se asocia con beneficios como la estabilidad de las articulaciones y la reducción de la presión arterial y el dolor. Sin embargo, las actividades isométricas más exigentes, como la actividad isométrica posicional, pueden estar relacionadas con una mayor fatiga debido a la necesidad continua de ajustes.

La fatiga puede manifestarse como cambios en el movimiento, incluida una disminución de la precisión, la agudeza propioceptiva y la cocontracción muscular. Por este motivo, se ha utilizado el enfoque biomecánico para identificar cambios cinemáticos relacionados con la fatiga. Las unidades de medición inercial (IMU) combinan acelerómetros, giroscopios y magnetómetros y ofrecen una alternativa portátil, rentable y accesible para el análisis cinemático a otros instrumentos biomecánicos, especialmente en las actividades diarias.

Estudios anteriores destacan la validez y confiabilidad de las IMU, centrándose en su aplicabilidad a parámetros temporales y actividades simples. Sin embargo, a pesar del uso cada vez mayor de las IMU, la evidencia sobre su uso en el estudio de los cambios cinemáticos relacionados con la fatiga aún es limitada,

especialmente en tareas que involucran los miembros superiores y en poblaciones de edad avanzada.

En este contexto, se consideró relevante comprender cómo se manifiesta la fatigabilidad en los ancianos y su relación con la cinemática de los miembros superiores, contribuyendo a comprender el papel de la fatiga en el desarrollo de la discapacidad y predecir la fatiga temprana con base en la cinemática de los miembros superiores evaluados por IMU.

Para ello se realizaron 3 estudios que exploraron los efectos de la actividad isométrica posicional de los miembros superiores (AIPMS) en individuos de edad avanzada y cuyo objetivo principal fue:

- Comprender la influencia de AIPMS en la fatiga percibida y el rendimiento de las personas mayores (Estudio I);
- Identificar el comportamiento cinemático del miembro superior durante la actividad isométrica posicional y su relación con la fatigabilidad del rendimiento (estudio II); Es
- Investigar la existencia de una relación entre la cinemática del miembro superior y la fatigabilidad percibida por los individuos durante la ejecución de actividad isométrica posicional.

Los tres estudios se desarrollaron tras una investigación de ensayo clínico cuantitativo con un diseño cuasiexperimental (pre y post test) sin aleatorización y con un solo grupo.

La investigación fue registrada en la plataforma ClinicalTrials.gov (NCT04938791) y sus métodos y resultados se presentaron siguiendo los

lineamientos marcados en CONSORT 2010 con las adaptaciones necesarias al tratarse de un estudio cuasiexperimental.

El proyecto de investigación fue sometido a consideración del Comité de Ética de la Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa - Lisboa, Portugal, y recibió dictamen favorable el 5 de marzo de 2021 (ESSCVP-EC_01/2021).

Durante todo el proceso y la investigación se siguieron los principios éticos para la investigación en humanos definidos en la Declaración de Helsinki.

El cálculo del tamaño de muestra de la investigación se realizó con ayuda del software G*Power 3.1.9.2, obteniendo un tamaño de muestra requerido de 18 participantes. Entre octubre de 2021 y febrero de 2022 se reclutaron 39 personas que aceptaron participar en la investigación y a quienes se les aplicaron criterios de elegibilidad (inclusión y exclusión).

De los 39 individuos reclutados inicialmente, siete fueron excluidos porque cumplían con los criterios de exclusión, y uno de los participantes fue excluido de los estudios II y III porque el IMU bajó durante la recolección de datos. Así, en el estudio I participaron 32 participantes (16 hombres y 16 mujeres).) y los estudios II y III involucraron a 31 participantes (16 hombres y 15 mujeres).

En todos los estudios se recogieron variables sociodemográficas y antropométricas.

Además, para el estudio I se recolectaron datos respecto de las dimensiones de salud que contribuyen a la calidad de vida a través del cuestionario MOS-SF36; datos relativos a la práctica de actividad física en el ámbito doméstico, recreativo u ocupacional mediante el cuestionario EPIC-PAC (versión corta); datos

relacionados con la fatiga percibida, recopilados mediante la escala Borg CR10; y fatiga de rendimiento medida por el tiempo hasta el fracaso de la actividad.

Para el estudio II, también se utilizaron datos relacionados con la fatigabilidad del rendimiento, utilizando el tiempo hasta el fallo de la actividad (TFA) y datos relacionados con la cinemática del miembro superior, más específicamente su aceleración, obtenidos a través de la unidad de medida inercial.

Finalmente, para el estudio III se utilizaron datos sobre la fatiga percibida, recogidos mediante la escala CR10 de Borg, y datos relativos a la cinemática del miembro superior, más concretamente su aceleración, recogidos mediante la unidad de medida inercial.

La recogida de datos se realizó en un ambiente controlado y siguiendo el protocolo definido, que comenzó con el pesaje y medición de los participantes y la cumplimentación de los cuestionarios.

Luego de las mediciones antropométricas y el llenado de cuestionarios, los participantes descansaron durante cinco minutos, recibieron instrucciones sobre la tarea y el uso de la escala Borg CR10, durante este período también se registró la fatiga percibida en reposo, la IMU se posicionó en la región lateral de el húmero del brazo dominante y calibrado según el sistema de coordenadas de referencia global.

Después de 5 minutos de descanso, se pidió a los participantes que flexionaran las extremidades superiores hasta 90° con las manos enfrentadas y mantuvieran la posición el mayor tiempo posible. A lo largo de la actividad, los sujetos recibieron instrucciones de mantener su postura e informar la intensidad de la

fatiga, cada 1 minuto hasta el final de la tarea. Los datos de aceleración se recopilaron y registraron durante todo el período.

Al final de la tarea, se registraron la fatiga percibida final y lo TFA.

El análisis estadístico se realizó utilizando el software SPSS® versiones 25.0 y 28.0. Las variables se describieron con medidas centrales y de dispersión, incluyendo media, desviación estándar, valores máximos y mínimos.

Debido a la heterogeneidad en la duración de la actividad, fue necesario normalizar los datos para la comparación.

En el caso de la fatiga percibida (Estudios I y III), la normalización se realizó en cinco puntos de corte correspondientes a diferentes porcentajes de tiempo de actividad. Para los datos de aceleración (Estudios II y III) se consideraron 10 puntos de corte, correspondientes a intervalos del 10%.

Se utilizaron pruebas paramétricas y no paramétricas para evaluar diferencias entre grupos o momentos de análisis y se midió la fuerza de asociación entre variables.

Para evaluar las pruebas estadísticas a utilizar se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk para verificar la normalidad de la distribución de las variables ($p > 0.05$) y la prueba de Levene para evaluar la igualdad de varianzas en variables con distribución normal.

Una vez verificada la igualdad de varianzas, se utilizó la prueba t de Student para muestras independientes, para evaluar diferencias significativas entre sexos, y la prueba t de Student para muestras pareadas, cuando se deseaba examinar diferencias significativas entre dos períodos de fatigabilidad.

Dado que en todos los estudios se encontró que había variables que no seguían una distribución normal, fue necesario utilizar pruebas no paramétricas, concretamente la prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes, para comparar diferencias en variables entre sexos; el test de Wilcoxon para muestras pareadas, para valorar la existencia de diferencias entre dos periodos de fatigabilidad; y en el estudio I, la prueba de Kruskal-Wallis para variables independientes, que se utilizó para comparar grupos de clases de índice de masa corporal (IMC).

Para medir la fuerza de la asociación lineal entre variables, en el estudio I se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson cuando ambas variables seguían una distribución normal. En los estudios II y III se utilizó únicamente el coeficiente de correlación de Spearman, ya que, en todos los análisis, al menos una de las variables no siguió una distribución normal.

En el estudio I participaron 32 participantes, 16 fueron hombres (50%) y 16 mujeres (50%). En los estudios II y III participaron 31 participantes, de los cuales 16 fueron hombres (51,6%) y 16 mujeres (48,4%). En todos los estudios se observaron diferencias significativas en peso y talla, relacionadas con el sexo, pero sin repercusión en el IMC.

En el estudio I, se observó que en cuanto a calidad de vida, Función Social y dimensión Emocional de Desempeño fueron las dos dimensiones con mayores puntajes, mientras que Vitalidad y Salud Mental presentaron puntajes más bajos.

En cuanto a la fatiga percibida, se observó un aumento progresivo a lo largo de la actividad, con mayor variación en los últimos cuartiles.

El TFA medio fue de 472,25 segundos, pudiendo los hombres mantener la actividad durante más tiempo que las mujeres. Se encontraron asociaciones estadísticamente significativas entre la fatiga percibida y la dimensión de función social, así como el tiempo dedicado a actividades vigorosas. La fatiga de rendimiento mostró una relación positiva con las dimensiones de función física y rendimiento físico, mientras que se encontró una relación negativa y significativa entre el IMC y el TFA.

El análisis por sexo reveló asociación entre fatiga percibida y características demográficas, antropométricas y clínicas en mujeres y en hombres sólo entre características clínicas y de actividad física.

Entre la fatiga percibida y el rendimiento, se identificó una relación positiva, moderada y estadísticamente significativa en el último tercio de la actividad, entre PcFat75% y PcFat100%, con los AGT.

En el Estudio II, el análisis de la aceleración promedio reveló patrones distintos en relación con los ejes de movimiento del miembro superior. En el eje X hubo una disminución progresiva, mientras que en el eje Z hubo un aumento, indicando un movimiento sagital hacia la extensión del hombro. En el eje Y, la aceleración fluctuó, inicialmente disminuyendo y luego aumentando.

Hubo una variación creciente en la aceleración, lo que indica una mayor variabilidad del movimiento. En los hombres se observó una correlación positiva entre el TFA y la aceleración en el eje X, y una correlación negativa con la aceleración media en el eje Y.

La influencia del sexo en la aceleración del miembro superior fue evidente, apareciendo antes diferencias significativas en el eje X en las mujeres. Entre

puntos de corte consecutivos, en las mujeres se identificaron diferencias significativas en la aceleración en el eje X a partir del 40% de la actividad. En los hombres no se observaron diferencias significativas entre tramos consecutivos en este eje.

En el eje Z se detectaron diferencias significativas al 50% de actividad en mujeres y al 30% de actividad en hombres, de forma intermitente.

El estudio III reveló asociaciones importantes entre la fatiga percibida y la aceleración promedio durante la actividad. Destacan relaciones positivas y estadísticamente significativas entre la fatiga percibida en el último tercio de la actividad y la aceleración media en el eje X. El análisis por sexo mostró correlaciones significativas sólo en mujeres, abarcando todos los puntos de corte de fatiga percibida y aceleración media. En general, la fatiga percibida estaba relacionada con los puntos de corte de aceleración promedio anteriores, pero en PcFat75%, parecía estar relacionada con la aceleración después del 75% de la actividad, especialmente en las mujeres.

En cuanto a la relación entre la aceleración media y la variación de la fatiga percibida (VPcFat), se observó una correlación significativa y moderada sólo en la segunda mitad de la actividad, abarcando todos los ejes de movimiento en el análisis por género. En los hombres estas correlaciones fueron más amplias e intensas, principalmente en el eje Y. En las mujeres destacó una relación temprana, moderada y positiva entre la variación de la fatiga percibida y la aceleración en el eje X (VPcFat 25-50%). Sin embargo, en el límite del 50-75%, la variación en la fatiga percibida también parecía estar relacionada con la aceleración promedio en el eje X después del 75% de la actividad.

La investigación sobre la fatiga y el uso de unidades de medición inercial (IMU) se está convirtiendo en una tendencia en la evaluación de la función motora y el rendimiento funcional, aunque la literatura específica sobre la fatiga durante la actividad isométrica posicional de las extremidades superiores (AIPMS) en personas mayores es limitada. Nuestros estudios tuvieron como objetivo comprender la influencia del AIPMS sobre la fatigabilidad en ancianos, considerando la calidad de vida, el nivel de actividad física y la relación con el comportamiento cinemático del miembro superior.

Los resultados mostraron que la fatiga percibida aumenta progresivamente a lo largo del AIPMS, con diferencias significativas entre los periodos analizados, especialmente en el tercer y cuarto cuartil de actividad. Estos resultados están en línea con lo descrito en la literatura, que indica que los factores homeostáticos que contribuyen a la fatiga percibida pueden influir en la capacidad de activación muscular voluntaria y, en consecuencia, en la fatigabilidad del rendimiento. Asimismo, la retroalimentación aferente influye en los ajustes necesarios para mantener la homeostasis y, por tanto, puede producir cambios en la fatiga percibida.

Los hombres mantuvieron la actividad durante más tiempo que las mujeres, pero las diferencias en las respuestas a la fatiga fueron evidentes según el género. El análisis por sexo reveló que los hombres tenían una mayor fatiga percibida, pero una menor fatigabilidad en el rendimiento, lo que indica una interacción compleja entre factores fisiológicos y la percepción subjetiva de la fatiga.

Respecto a los factores asociados a la fatigabilidad, el IMC mostró un efecto negativo, especialmente en mujeres, corroborando estudios previos que asocian

la obesidad con una mayor fatigabilidad. Además, la fatiga percibida se relacionó con la función social, la vitalidad y el dolor, indicando la influencia de factores psicosociales, lo que está en línea con lo descrito por otros autores, quienes afirman que la fatiga percibida está modulada por factores homeostáticos y psicosociales y que son los responsables para la variabilidad en la fatigabilidad de los participantes.

En cuanto a la fatiga por desempeño, las dimensiones de mayor impacto fueron la función física y el rendimiento, en su dimensión física. La fatigabilidad del rendimiento depende de la capacidad del sistema nervioso para proporcionar una activación adecuada, así como de la función contráctil del músculo. Por tanto, puede provocar una reducción aguda del rendimiento motor e interferir directamente con la realización de las actividades diarias habituales.

Sin embargo, la fatigabilidad del rendimiento y los mecanismos involucrados son específicos de la tarea, el grupo muscular y la población, lo que significa que el grado en que la fatigabilidad del rendimiento afecta la calidad de vida puede diferir según el sexo, la edad y las tareas realizadas.

Además, la capacidad de producir y utilizar energía cambia con la edad, con una reducción del VO₂ pico y un aumento de las necesidades energéticas para realizar las tareas diarias, contribuyendo al desarrollo de un déficit energético y un aumento de los costes energéticos. .

Respecto al uso de IMU, observamos cambios significativos en la aceleración promedio del miembro superior a lo largo del AIPMS, indicando movimiento en el plano sagital hacia la extensión del hombro y aumentando la variabilidad en las trayectorias de movimiento.

Este movimiento puede estar asociado con cambios en el reclutamiento motor y una mayor variabilidad de la fuerza y el movimiento, a menudo asociado con fatiga muscular o con estrategias compensatorias que ocurren en presencia de fatiga muscular, que cambian a lo largo de la tarea con el objetivo de aliviar la fatiga muscular. efectos de la fatiga y mantener el rendimiento. Dado que los cambios fueron diferentes entre hombres y mujeres, sugieren diferentes respuestas neuromusculares adaptativas según el sexo.

El aumento de la variabilidad del movimiento que puede ocurrir a medida que avanza la fatiga neuromuscular implica cambios con el tiempo en la coordinación interarticular e intermuscular, lo que lleva a un déficit en el control de la fuerza y una mayor complejidad del movimiento. Este hecho puede deberse a cambios en las sinergias musculares y a una disminución de la cocontracción muscular, lo que influye negativamente en la precisión del movimiento y aumenta la variabilidad del mismo.

Respecto al uso de IMU, observamos cambios significativos en la aceleración promedio del miembro superior a lo largo del AIPMS, indicando movimiento en el plano sagital hacia la extensión del hombro. Estos cambios fueron diferentes entre hombres y mujeres, lo que sugiere diferentes respuestas neuromusculares.

Los resultados relacionados con el comportamiento de la aceleración promedio del miembro superior durante AIPMS brindan información importante sobre los patrones de movimiento asociados con la fatiga. Los cambios en la precisión del movimiento, la variabilidad en las trayectorias y los ajustes diferenciales del movimiento entre hombres y mujeres indican respuestas adaptativas complejas al desafío de AIPMS.

La relación entre la aceleración promedio y la fatiga percibida sugiere que los cambios cinemáticos preceden a la percepción subjetiva de fatiga. Esta relación es particularmente notable en la segunda mitad de la actividad, lo que indica un papel crucial de la cinemática en la percepción de la fatiga.

Las asociaciones entre la aceleración media y la fatigabilidad del rendimiento fueron más evidentes en los hombres, destacando la especificidad de la relación entre la cinemática y el rendimiento motor. Estas relaciones sugieren que los ajustes del movimiento pueden influir directamente en el tiempo de actividad, especialmente en los hombres.

En resumen, esta investigación contribuye a la comprensión de la fatiga en personas mayores durante AIPMS, integrando múltiples dimensiones y utilizando IMU para análisis cinemático. La complejidad de las interacciones entre factores fisiológicos, psicosociales y cinemáticos resalta la necesidad de enfoques holísticos para evaluar la función motora en adultos mayores.

Sin embargo, se reconocen algunas limitaciones, a saber, el tamaño de la muestra y el uso de muestreo por conveniencia, la interpretación variable de la fatiga por parte de los participantes, la evaluación de la actividad física mediante autoinforme y las limitaciones asociadas con los sensores de la IMU, como elementos a mejorar en futuros estudios.

A pesar de las limitaciones, esta investigación proporcionó una visión integral del comportamiento de fatigabilidad durante la realización de un AIPMS en personas de edad avanzada. La inclusión de hombres y mujeres en la muestra permitió explorar las influencias de género en los resultados. El análisis consideró varias

dimensiones de la fatiga y examinó factores fisiológicos, psicosociales y ambientales que podrían afectar el desempeño de las personas.

Una de las contribuciones importantes del estudio fue el uso de datos de aceleración extraídos de la IMU, con un protocolo de procesamiento de datos simple. Este enfoque facilita la replicación del estudio por parte de profesionales sin habilidades específicas en procesamiento de señales o datos.

En conclusión, este estudio destacó que AIPMS en el miembro superior puede desencadenar cambios en la percepción de la fatiga en las personas mayores, con diferencias relacionadas con el género. Se identificó con éxito la asociación entre el comportamiento de aceleración, la fatiga percibida y las características de género. El estudio destacó la importancia de los programas de envejecimiento activo, haciendo hincapié en el control del peso, la mejora de la funcionalidad y el fomento de las redes sociales entre las personas mayores. Se recomendó el uso de IMU para detectar tempranamente cambios cinemáticos asociados con la fatiga, permitiendo ajustes inmediatos para mejorar el rendimiento físico y funcional.

16. PRODUÇÃO E ATIVIDADE CIENTÍFICA

16.1. Frecuência de cursos

Curso “Análise de Datos con SPSS: nivel medio”. 15 horas. Centro Universitario de Formación e Innovación Educativa. Universidade da Coruña. A Coruña, 4 ao 20 de maio de 2021.

Curso “Metodoloxía de Investigación Básica e Aplicada”. 12 horas. Centro Universitario de Formación e Innovación Educativa. Universidade da Coruña. A Coruña, 2 ao 30 de novembro de 2021.

Curso “Análise de Datos con SPSS: Nivel inicial”. 15 horas. Centro Universitario de Formación e Innovación Educativa. Universidade da Coruña. A Coruña, 1 ao 30 de decembro de 2021.

Curso “Introdución á ética da investigación”. 12 horas. Centro Universitario de Formación e Innovación Educativa. Universidade da Coruña. A Coruña, 1 ao 28 de febreiro de 2022.

Curso “Predeterminación do tamaño da mostra”. 2 horas. Centro Universitario de Formación e Innovación Educativa. Universidade da Coruña. A Coruña, 22 de xuño de 2022.

16.2. Estágios internacionais

- Estágio predoctoral no Programa de pós-graduação em saúde coletiva, Universidade do Estado Paulista “Júlio de Mesquita Filho” / UNESP, Brasil, entre 01 de agosto e 01 de novembro de 2022.

16.3. Publicações em revistas indexadas no *Journal Citation*

Report

Silva-Migueis, H.; Martínez-Jiménez, E.M.; Casado-Hernández, I.; Dias, A.; Monteiro, A.J.; Martins, R.B.; Romero-Morales, C.; López-López, D.; Gómez-Salgado, J. Influence of an Upper Limb Isometric Task in Perceived and Performance Fatigability of Elderly Subjects: A Quasi-Experimental Study. *Biology* 2022, 11, 1175. <https://doi.org/10.3390/biology11081175>

Silva-Migueis, H.; Martínez-Jiménez, E.M.; Casado-Hernández, I.; Dias, A.; Monteiro, A.J.; Martins, R.B.; Bernardes, J.M.; López-López, D.; Gómez-Salgado, J. Upper-Limb Kinematic Behavior and Performance Fatigability of Elderly Participants Performing an Isometric Task: A Quasi-Experimental Study. *Bioengineering* 2023, 10, 526.

<https://doi.org/10.3390/bioengineering10050526>

Silva-Migueis H, Martínez-Jiménez EM, Casado-Hernández I, Dias A, Monteiro AJ, Martins RB, et al. Assessment and indicators of kinematic behavior and

perceived fatigability in elderly performing an isometric task. *Rev Assoc Med Bras.* [Internet]. Aceite a 28 de setembro de 2023. Pendente de publicação.

[Q4; JCR ranking 2022: Medicine, General & Internal 128/167; Factor de impacto de 1.4].

Monteiro, A.J.; Constantino, B.; Carvalho, M.; **Silva, H.**; Pedro, R.; Martins, R.; Atalaia, T.; Silva, J.; Aleixo, P.; Alves, S. Cultural and Linguistic Adaptation of the Fall Risk Questionnaire—Portuguese Version. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 2023, *20*, 1598.








<https://doi.org/10.3390/ijerph20021598>

Monteiro, A. J., de Labra, C., Losa-Iglesias, M. E., Dias, A., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., **Silva-Migueis, H.**, Cardoso, P., López-López, D., & Gómez-Salgado, J. (2023). Depressive symptoms and their severity in a sample with lymphedema: a case–control investigation. *Frontiers in Psychiatry*, *14*.

<https://doi.org/10.3389/fpsy.2023.1202940>

Article

Influence of an Upper Limb Isometric Task in Perceived and Performance Fatigability of Elderly Subjects: A Quasi-Experimental Study

Helena Silva-Migueis ^{1,2}, Eva María Martínez-Jiménez ³, Israel Casado-Hernández ³, Adriano Dias ⁴, Ana Júlia Monteiro ^{1,2}, Rodrigo B. Martins ², Carlos Romero-Morales ⁵, Daniel López-López ^{1,*} and Juan Gómez-Salgado ^{6,7}

- ¹ Research, Health and Podiatry Group, Department of Health Sciences, Faculty of Nursing and Podiatry, Industrial Campus of Ferrol, Universidade da Coruña, 15403 Ferrol, Spain
 - ² Physiotherapy Department, Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa—Lisboa, 1300-125 Lisbon, Portugal
 - ³ Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología, Universidad Complutense de Madrid, 28040 Madrid, Spain
 - ⁴ Epidemiology—Department of Public Health and Grade Program of Public/Collective Health, Botucatu Medical School/UNESP, Botucatu 18618-687, Brazil
 - ⁵ Faculty of Sport Sciences, Universidad Europea de Madrid, Villaviciosa de Odón, 28670 Madrid, Spain
 - ⁶ Department of Sociology, Social Work and Public Health, Faculty of Labour Sciences, University of Huelva, 21071 Huelva, Spain
 - ⁷ Safety and Health Postgraduate Programme, Universidad Espíritu Santo, Guayaquil 092301, Ecuador
- * Correspondence: daniel.lopez.lopez@udc.es



Citation: Silva-Migueis, H.; Martínez-Jiménez, E.M.; Casado-Hernández, I.; Dias, A.; Monteiro, A.J.; Martins, R.B.; Romero-Morales, C.; López-López, D.; Gómez-Salgado, J. Influence of an Upper Limb Isometric Task in Perceived and Performance Fatigability of Elderly Subjects: A Quasi-Experimental Study. *Biology* **2022**, *11*, 1175. <https://doi.org/10.3390/biology11081175>

Academic Editors: Gianpiero Greco, Filip Kukić and Katie M. Heinrich

Received: 6 July 2022

Accepted: 30 July 2022

Published: 5 August 2022

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Simple Summary: This study aimed to understand the influence of an upper limb isometric task on fatigability behavior and the role of quality of life and physical activity in the fatigability of elderly participants. It was found that the upper limb isometric task produces changes in perceived and performance fatigability, which are related in the final stage of the activity. Perceived fatigability evolved progressively with a major increase in the second half of the activity. Changes in fatigability were related to BMI and health-related quality of life dimensions. Considering the results of our study, the use of perceived fatigability as a regulatory factor during upper limb isometric tasks, especially in the clinical context, should be carried out with caution. Additionally, the results highlight the need for the implementation of active aging programs that promote functionality, weight control, and social net reinforcement strategies that may reduce fatigability in the elderly.

Abstract: Isometric activity can be used as a strategy to improve health, fitness, and functional performance in the elderly population, but differences in fatigability may occur. This study aimed to understand fatigability behavior during an upper limb isometric task (ULIT) and the role of health status and physical activity in the fatigability of elderly participants. Thirty-two (32) elderly participants (72.5 ± 5.18 years) were instructed to perform ULIT. The Borg CR10 scale and task failure point (TTF) were used to measure perceived and performance fatigability. Self-reported measures were used to assess the quality of life and physical activity level. A significant relationship between perceived and performance fatigability was found only in the final phase of activity ($p < 0.01$). Significant correlations were found between perceived fatigability and the social functioning dimension ($p < 0.05$), and between performance fatigability (TTF) and BMI ($p < 0.01$), physical functioning ($p < 0.01$), and role functioning/physical ($p < 0.05$) dimensions. In conclusion, ULIT produces changes in fatigability of elderly people, which are positively related in the final stage of the activity. Changes in fatigability are negatively related to BMI. It is also negatively related to health, social functioning, physical functioning and role functioning/physical quality of life dimensions.

Keywords: elderly; isometric activity; fatigue; muscle fatigue; quality of life; physical activity

1. Introduction

In healthy individuals, young or older, fatigue is a protective, transient, and predictable symptom that decreases with rest and does not interfere with daily activities.

However, the prevalence of fatigue is high and increases with advancing age [1–3], and is one of the five criteria of frailty status in the elderly (fried phenotype) [4], and commonly, the most disabling symptom (with pain in second place) [5]. Fatigue interferes in the performance of daily tasks and compromises functional performance [1,6] particularly with upper limb tasks [7–12], and especially those requiring unsupported arm elevation [13,14]. It can also lead to decreased social interaction [15] and predict later health services usage [16] and mortality [17].

The high prevalence of fatigue in the elderly may be caused by underlying medical conditions, aging physiological deterioration [12], decrease in physical activity, even in daily tasks [18], and poorer self-rated health which seems to be related to higher fatigue scores in the general population [19].

Fatigue is often described as decreased vitality, loss of energy, anergia, exhaustion, tiredness, weakness, and lassitude [20], but is defined as “*a symptom in which physical and cognitive function is limited by interactions between performance fatigability and perceived fatigability*” [21].

Distinct from fatigue, fatigability puts the fatigue in the perspective of a specific activity, simplifying the comparison across samples with different functional health [22].

Perceived fatigability is the subjective sensation of weariness, increasing sense of effort, and mismatch between effort spent and actual performance, or exhaustion [7,21,23]. It reflects the changes in sensations that regulate the performer’s integrity and depends on the physiological capacity of the body to keep homeostasis, and the psychological state of the individual, where the relative weight of each factor and their reciprocal interaction depends on the conditions or disease [23].

Performance fatigability, described as the “*decline in an objective measure of physical performance over a discrete period*” [21], depends on peripheral muscles and central nervous system capacity to fulfill the requirements of a physical task [23] and is measured using a variety of physical tasks [24], where outcome variables can be the duration that a task can be sustained (time to task failure), the rate of change in muscular activation, power production, and other physiological parameters [21]. Task demands, such as contraction intensity and velocity, stability, and support to the fatiguing limb, and the population’s physiological characteristics (sex and aging) determine performance fatigability and the involved mechanisms [25].

Fatigability is well validated in older populations and its use is emerging as a tool that complements other functional and behavioral measures for discriminating health and functional status [20,26].

Considering that the elderly population continues to increase [27], health maintenance and physical independence in this population is a global goal [28]. Fatigue and pain are the major symptoms in this population [5], and isometric activity can be an important strategy for recreational, sports, and rehabilitation plans to improve health, fitness, and functional performance, since its benefits include improved joint stability (without joint movement), lower blood pressure [29,30] and decreased overall pain [31].

However, because psychophysiological adjustments and rate-limiting mechanisms occur during fatiguing isometric tasks and they differ between populations, differences in fatigability also arise. This has special relevance to position sustained isometric tasks (with minimal limb support) where load compliance needs for the maintenance of the limb are much greater than for other types of tasks [32].

Understanding how fatigability behaves in the elderly can help to understand its role along the disablement pathway and identify risk factors in this population but also develop more targeted practices for the needs, expectations, and behavior of the elderly, increasing their effectiveness and sense of self-efficacy either in sports, occupational or rehabilitation contexts.

Therefore, the present study aims to understand the influence of an upper limb isometric task on perceived and performance fatigability behavior and the role of quality of life and physical activity in the fatigability of elderly participants. In doing so, we established two hypotheses: (1) upper limb isometric tasks produce highly correlated changes in perceived and performance fatigability, and (2) changes in perceived and performance fatigability are related to demographic and anthropometric characteristics, quality of life, and physical activity of the participants.

For this purpose, perceived fatigability was measured using the Borg CR10 scale and performance fatigue was registered as the time to task failure (TTF). HrQoL dimensions scores were extracted from SF36 v2 and physical activity levels were extracted from the EPIC-PAQ index to investigate associations with these variables.

2. Materials and Methods

2.1. Design and Sample

A quasi-experimental prospective study was conducted. The methods and results of this study are reported according to the CONSORT 2010 [33] guidelines.

Through surrounding community institutions, community-dwelling elderly people (≥ 65 years old) were invited to participate in the investigation, between October 2021 and February 2022.

Respondents were excluded if they had: (1) a history of heart, cardiovascular, and/or respiratory disease, known untreated hypertension, cardiomyopathy, or exercise intolerance, that can raise the risk of cardiovascular abnormalities during isometric activity; (2) evidence of cognitive or neurological disorders that cause participants to be unable to comprehend or comply with the study procedures; (3) Body Mass Index (BMI) ≥ 40 to prevent the risk of cardiovascular abnormalities associated with class III obesity during physical activity; or (4) neuromuscular or orthopedic disorders that limit the movement of the upper limb to 90° flexion or the maintenance of that position.

Of the 39 respondents assessed for eligibility, 7 were excluded due to the criteria (3 for exclusion 1, and 4 for exclusion criteria 4), and 32 voluntarily accepted to participate (16 male and 16 female) (Figure 1) with ages between 65 and 85 years old (age: 72.50 ± 5.18 years; weight: 73.34 ± 12.83 kg; height: 1.59 ± 0.08 m; BMI: 28.72 ± 4.58 kg·m²).

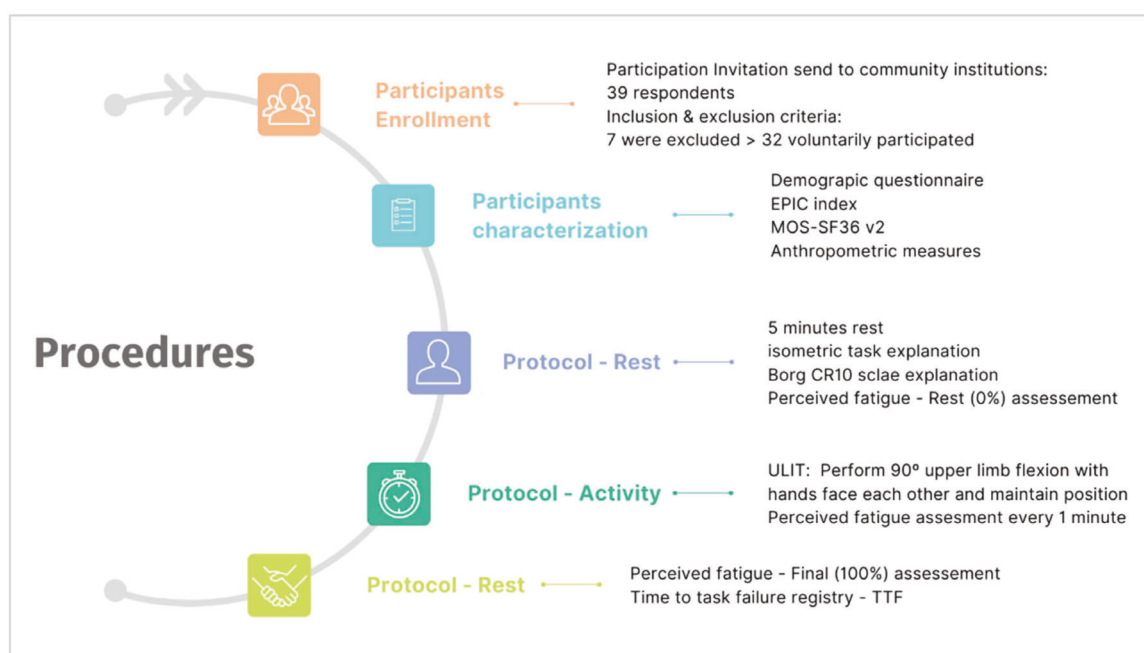


Figure 1. Sampling and protocol process chart.

2.2. Procedure

The study protocol was conducted at CrossLab-Health Research Lab at Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa—Lisboa in Portugal in a temperature-controlled room set to 23 °C.

All the participants followed the same general protocol, and all measurements were taken by the same investigators. The participants were instructed to not drink caffeine beverages for 2 h before the experiment and not to drink alcohol on the day of the experiment.

First, participants were weighed, measured, and asked to complete a brief characterization questionnaire, the EPIC-PAQ index [23] and MOS-SF36 v.2 [24,25] questionnaires to assess physical activity level and health status. After completing the questionnaires, the participants were asked to sit and stay relaxed for 5 min in a chair with back support with feet resting on the floor. Recommendations were made about the task that they should do and the use of the Borg CR10 scale [26] was explained according to Borg's recommendations [27]. Blood pressure and rest fatigability were measured, using the Borg CR10 scale.

After five minutes, participants were asked to do the task, which consisted of upper limbs flexion until 90° with hands facing each other and kept in that position (unsupported isometric activity of the upper limbs at 90° flexion from the anatomical position) for as long as they could. The participants reported their intensity of fatigue felt during the activity according to the Borg CR10 scale every time they heard a sound, which was played every 1 min until the end of the task.

Immediately after task cessation, the participants were asked to assume a resting position and report their final CR10 score as well as the motive for the task cessation. Blood pressure was assessed and total activity time until task failure point (time to task failure point-TTF) was recorded.

2.3. Outcome Measures

The activity-related perceived fatigability was assessed through the Portuguese version of the Borg 10 points category-ratio scale (Borg CR10 Scale®). The Borg CR10 Scale is a general intensity scale with category-ratio properties better suited to the subjective sensations of exertion, such as local fatigue, breathlessness, dyspnea, discomfort, and pain [34]. For this study, participants were instructed to report perceived exertion for local fatigue or discomfort in the upper limbs.

Time to task failure (TTF) in seconds was used as a performance fatigability outcome.

Health status was measured with the Medical Outcomes Study Short Form Health Survey 36 Item version 2 (MOS-SF-36v2®), which is considered a valid and reliable instrument for the Portuguese population [2,3,27,28,35,36].

SF-36 is a self-administration questionnaire that can be used by persons 14 years of age and older to measure self-perception of health status across age, disease, and treatment groups. It includes one multi-item scale that assesses eight health concepts: limitations in physical activities because of health problems; limitations in social activities because of physical or emotional problems; limitations in usual role activities because of physical health problems; body pain; general mental health (psychological distress and well-being); limitations in usual role activities because of emotional problems; vitality (energy and fatigue); general health perceptions. The scores range from 0 (worst health status) to 100 (best health status) [37,38].

Physical activity level was assessed using the Portuguese version of the European Prospective Investigation into Cancer and Nutrition Physical Activity Questionnaire (EPIC-PAQ) [21]. This questionnaire allows the estimation of energy expenditure through a self-reported assessment of the intensity and average duration of physical activity performed by the participants in three distinct dimensions (occupational, domestic, and leisure). Participants were categorized as "Active" if they reported at least 150 min per week of moderate physical activity, or at least 75 min per week of vigorous physical activity; or

at least 150 min per week of a combination of moderate/vigorous activity. If they do not report any of the conditions described, they were categorized as “Sedentary” [39].

2.4. Ethical Considerations

The study followed international principles stated in the Declaration of Helsinki [40]. Was approved on March 5, 2021, by the Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa—Lisboa Ethics Committee, Portugal (ESSCVP-EC_01/2021) and was prospectively registered at ClinicalTrials.gov (NCT04938791). Before beginning the study, each subject was informed as to the purpose and content of the investigation. The informed consent was read by the volunteer participants and all gave their written informed consent.

2.5. Sample Size Calculation

We used the software G * Power 3.1.9.2 (G * Power ©; University of Düsseldorf; Germany) to calculate the sample size to observe differences before and after the intervention study with a statistical confidence of 95%. Therefore, a 2-tailed hypothesis test and a large effect size of 0.90, an α -error of 0.05, and a power of analysis of 0.80 (β error = 20%) were selected. The result obtained was 18 participants. Considering the possibility of loss to follow-up, a total of 39 participants were recruited.

2.6. Statistical Analysis

Due to the heterogeneity of participants' activity duration, and so, the number of measures of the perceived fatigability, it was necessary to perform normalization of perceived fatigability scores, to make them comparable. Thus, five stages were established corresponding to perceived fatigability (PcFat) in a certain percentage of activity time (0, 25, 50, 75, and 100 % of TTF). These normalization stages have previously been used [41], and in our study, were established by attending the minimum value of TTF (128 s) and ensuring a minimum of 30 s between cut-offs [42].

Variation of perceived fatigability (VPcFat) between two stages was also calculated.

The demographic and anthropometric characteristics and variables of the participants were summarized as mean, standard deviation (SD), and maximum and minimum values. Categorical variables, such as sex, BMI class, and physical activity class were presented as frequency and percentage values.

The Shapiro–Wilk test was used to investigate the variables' normal distribution ($p > 0.05$). For the analyses of normal variables, parametric tests were used: Student's *t*-test for independent samples to determine the existence of significant differences between means of sexes and physical activity level groups; Student's *t*-test for paired samples to determine significant differences between means of two moments; Levene's test to check the equality of variances; and Pearson correlation coefficient to measure the strength of a linear association between variables [43]. For non-normal distributed variables, non-parametric tests were used: the Mann-Whitney U test for independent samples to compare variables differences between sexes and physical activity level groups; the Kruskal-Wallis test for independent variables to compare BMI class groups; the Wilcoxon signed-rank test to compare differences in fatigability variables in different moments; and Spearman's correlation coefficient to measures the strength and direction of association between variables. In all the analyses, a *p*-value < 0.05 with a CI of 95% was considered statistically significant. The effect sizes were analyzed and confidence intervals of the *r* values calculated [44]. The statistical analyses were performed using SPSS statistical software, version 25.0 for Windows (IBM Company, Armonk, NY, USA).

3. Results

The results of the Shapiro–Wilk test demonstrated that only some variables were normally distributed ($p > 0.05$), namely: age, weight, height, BMI, MOS-SF36 physical functioning, vitality, general health, perceived fatigability at 25% (PcFat 25%) and 50% of TTF (PcFat 50%), variation of perceived fatigability between 25% and 50% of TTF (VPcFat

25–50%), between 0% and 50% of TTF (VPcFat 0–50%), between 50% and 100% of TTF (VPcFat 50–100%) and between 25% and 75% of TTF (VPcFat 25–75%).

3.1. Sample Demographic, Anthropometric, Physical Activity, and Clinical Characteristics

A total sample of 32 participants (16 men and 16 women) completed the investigation. The participants were aged between 65 and 85 years (mean 72.50 ± 5.18 years) and had a mean body mass index (BMI) of 28.72 kg/m^2 ($\pm 4.58 \text{ kg/m}^2$), with 75% of the participants classified as pre-obese or obese [31]. Women and men did not show significant differences in age and BMI, although significant differences were detected in weight and height. The participants' demographic and anthropometric characteristics are presented in Table 1.

Table 1. Sample demographic and anthropometric characteristics.

Sample Characteristics	Total Sample Mean \pm SD (Range)	Women Mean \pm SD (Range)	Men Mean \pm SD (Range)	p-Values	Effect Size Cohen's d
Age (years)	72.50 ± 5.18 (65–85)	70.00 ± 1.00 (65–85)	73.00 ± 1.00 (65–82)	0.641 [†]	3.000
Weight (kg)	73.34 ± 12.83 (48–100)	68.25 ± 12.25 (48–86.5)	78.44 ± 11.61 (57.90–100)	0.022 [†]	0.854
Height (m)	1.59 ± 0.08 (1.48–1.76)	1.54 ± 0.50 (1.48–1.65)	1.65 ± 0.06 (1.57–1.76)	<0.001 [†]	0,199
BMI (kg/m ²)	28.72 ± 4.58 (21.56–37.94)	28.7 ± 1.28 (21.56–37.94)	28.74 ± 1.04 (23.42–35.61)	0.982 [†]	0.034

In all analyses, $p < 0.05$ was considered statistically significant. [†] Independent samples Student's *t*-test. Abbreviations: BMI, body mass index; SD, standard deviation.

Social functioning (88.67 ± 15.99) and role functioning/emotional (88.54 ± 18.54) were the two health dimensions with highest mean scores, and vitality (51.88 ± 15.75) and mental health (58.25 ± 17.97) had the worst mean scores in SF36 (Figure 2). Men showed higher mean scores in all health dimensions, but statistically significant differences related to sex were identified in physical functioning ($p = 0.009$), pain ($p = 0.023$), and mental health ($p = 0.039$) dimensions, with men having higher mean scores than women (Table 2).

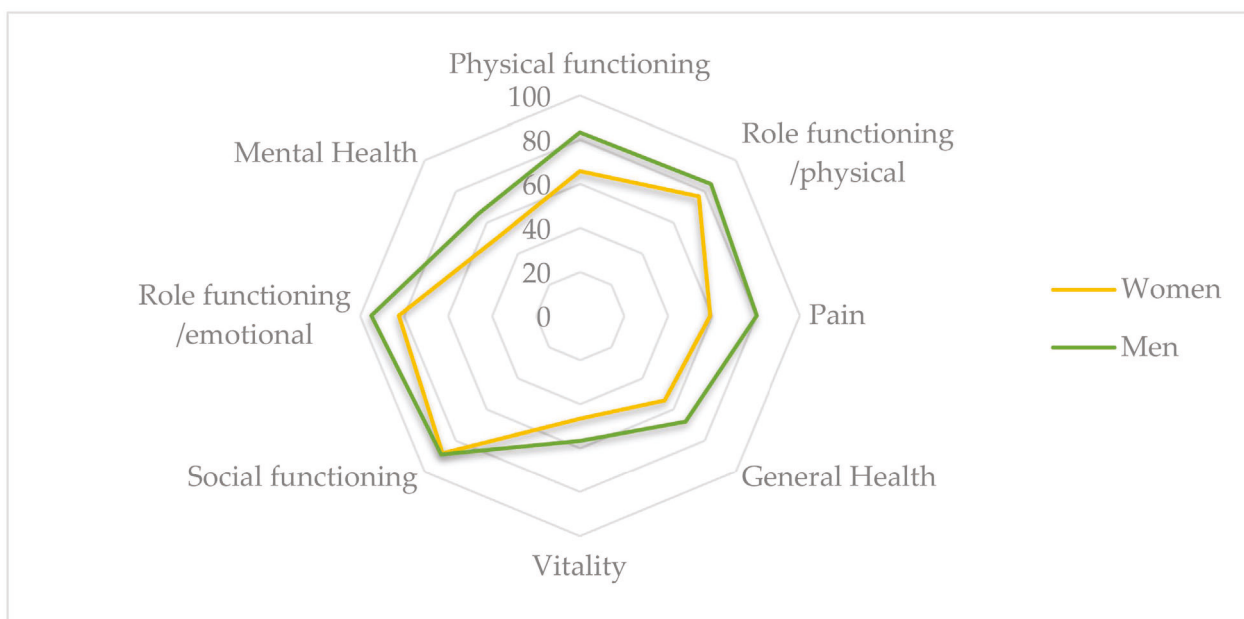


Figure 2. MOS-SF36 health-related quality of life dimensions: women vs. men.

Table 2. Sample SF36 health-related quality of life dimensions.

Health-Related Quality of Life Dimensions	Total Sample Mean \pm SD (Range)	Women Mean \pm SD (Range)	Men Mean \pm SD (Range)	<i>p</i> -Value	Effect Size Cohen's <i>d</i>
SF36 Physical functioning	74.38 \pm 19.62 (30–100)	66.00 \pm 5.00 (30–100)	83.00 \pm 4.00 (40–100)	<0.001 [†]	3.75
SF36 Role functioning/physical	80.47 \pm 23.64 (31–100)	77.00 \pm 6.00 (31–100)	84.00 \pm 6.00 (31–100)	0.254 [‡]	0.216
SF36 Pain	69.81 \pm 25.32 (22–100)	59.00 \pm 6.00 (22–100)	80.00 \pm 6.00 (41–100)	0.023 [‡]	0.40
SF36 General health	61.28 \pm 19.82 (30–100)	55.00 \pm 5.00 (30–92)	68.00 \pm 5.00 (45–100)	0.051 [†]	2.60
SF36 Vitality	51.88 \pm 15.75 (25–80)	47.00 \pm 4.00 (25–80)	57.00 \pm 4.00 (35–80)	0.072 [†]	2.50
SF36 Social functioning	88.67 \pm 15.99 (38–100)	88.00 \pm 4.00 (38–100)	89.00 \pm 4.00 (50–100)	0.867 [‡]	0.036
SF3 Role functioning/emotional	88.54 \pm 18.54 (42–100)	82.00 \pm 6.00 (42–100)	95.00 \pm 2.00 (67–100)	0.270 [‡]	0.215
SF36 Mental health	58.25 \pm 17.97 (16–80)	51.00 \pm 4.00 (16–80)	65.00 \pm 4.00 (32–80)	0.039 [‡]	0.37

In all analyses, $p < 0.005$ was considered statistically significant. [†] Independent samples Student's *t*-test. [‡] Independent samples Mann-Whitney U test. Abbreviations: SF36, short-form health survey 36 item dimension; SD, standard deviation.

The mean physical activity time spent in moderate to vigorous activities was 646.53 min per week (± 701.66 min/week) and about 69% (22 participants) were considered active. Women spent significantly ($p = 0.035$) more time performing moderate-intensity activities (696 ± 180 min/week) than men (263 ± 75 min/week). Men dedicate more time to vigorous activities (361 ± 155 min/week) than women (107 ± 72 min/week), although the difference is not statistically significant (Table 3).

Table 3. Sample physical activity characterization.

Physical Activity	Total Sample Mean \pm SD (Range)	Women Mean \pm SD (Range)	Men Mean \pm SD (Range)	<i>p</i> -Value	Effect Size Cohen's <i>d</i>
Physical activity total time	646.53 \pm 701.66 (0–2520)	668.00 \pm 173.00 (0–2520)	625.00 \pm 183.00 (0–2520)	0.669 [‡]	0.078
Moderate physical activity time	479.44 \pm 586.18 (0–2520)	696.00 \pm 180.00 (0–2520)	263.00 \pm 75.00 (0–840)	0.035 [‡]	0.380
Vigorous physical activity time	234.03 \pm 491.08 (0–2100)	107.00 \pm 72.00 (0–840)	361.00 \pm 155.00 (0–2100)	0.323 [‡]	0.227

In all analyses, $p < 0.05$ was considered statistically significant. [‡] Independent samples Mann-Whitney U test. Abbreviations: SD, standard deviation.

3.2. Perceived Fatigability and Performance Variables Analysis

Perceived fatigability (PcFat) increased progressively along activity time with significant differences between all analyzed stages ($p < 0.05$), as can be seen in Table 4.

PcFat ranged from 0 to 10 along with the activity, with baseline (PcFat0) and final values (PcFat100) ranging from 3 to 10. No significant differences between women and men were found, although women presented lower median scores (Table 4).

Table 4. Perceived and performance fatigability variables.

Fatigability Variables	Total Sample Mean ± SD (Range)	Women Mean ± SD (Range)	Men Mean ± SD (Range)	p-Value	Effect Size Cohen's d	Repeated Measures			
						p-Value	Effect Size Cohen's d	p-Value	Effect Size Cohen's d
PcFat 0%	0.47 ± 0.88 (0.00–3.00)	0.38 ± 0.89 (0.00–3.00)	0.56 ± 0.89 (0.00–3.00)	0.445 †	0.177	<0.001 ^Ξ	0.76	<0.001 [§]	0.93
PcFat 25%	2.00 ± 1.48 (0.00–6.00)	1.69 ± 1.11 (0.00–3.00)	2.31 ± 1.75 (0.00–6.00)	0.237 †	0.423				
PcFat 50%	3.67 ± 2.00 (0.00–8.00)	3.03 ± 1.45 (0.00–5.00)	4.31 ± 2.29 (0.00–8.00)	0.069 †	0.668	<0.001 ^Ξ	0.88	<0.001 ^Ξ	0.87
PcFat 75%	6.11 ± 2.18 (2.00–9.00)	5.5 ± 1.81 (2.00–8.00)	6.72 ± 2.41 (2.00–9.00)	0.094 †	0.299				
PcFat 100%	8.25 ± 2.29 (3.00–10.00)	7.75 ± 2.46 (3.00–10.00)	8.75 ± 2.05 (4.00–10.00)	0.210 †	0.243	0.674	0.075	0.0054	0.5
VPcFat 0–25%	1.53 ± 1.41 (0.00–5.00)	1.31 ± 0.98 (0.00–3.00)	1.75 ± 1.74 (0.00–5.00)	0.752 †	0.061				
VPcFat 25–50%	1.67 ± 1.18 (0.00–4.00)	1.34 ± 0.87 (0.00–3.50)	2.00 ± 1.38 (0.00–4.00)	0.118 †	0.572	0.154	0.713	0.0113	0.66
VPcFat 50–75%	2.44 ± 1.16 (0.50–4.50)	2.47 ± 1.22 (0.50–4.00)	2.41 ± 1.13 (1.00–4.50)	0.876 †	0.034				
VPcFat 75–100%	2.14 ± 1.34 (0.00–6.00)	2.25 ± 1.34 (0.50–5.50)	2.03 ± 1.37 (0.00–6.00)	0.669 †	0.079	0.0113	0.66	0.0113	0.66
VPcFat 0–50%	3.20 ± 2.12 (0.00–8.00)	2.66 ± 1.41 (0.00–5.00)	3.75 ± 2.59 (0.00–8.00)	0.151 †	0.521				
VPcFat 50–100%	4.58 ± 1.97 (1.00–9.50)	4.72 ± 2.23 (1.00–9.50)	4.44 ± 1.74 (1.00–7.00)	0.694 †	0.140	0.375 †	0.321	0.375 †	0.321
VPcFat 25–75%	4.11 ± 1.86 (1.00–8.00)	3.81 ± 1.64 (1.50–6.50)	4.41 ± 2.07 (1.00–8.00)	0.375 †	0.321				
TTF (sec)	472.25 ± 296.79 (128–1443)	371.63 ± 221.18 (128–1012)	572.88 ± 333.94 (286–1443)	0.043 †	0.360				

In all analyses, $p < 0.05$ was considered statistically significant. † Independent samples Student's *t*-test; ‡ Independent samples Mann-Whitney U test; § Paired samples Student's *t*-test; Ξ Wilcoxon signed-rank test. Abbreviations: PcFat, Perceived fatigability; TTF, time to task failure; SD, standard deviation.

The higher median variation of perceived fatigability scores (VPcFat) was detected in the third and fourth quartiles of activity time: 2.44 points between 50% and 75% of TTF and 2.14 points between 75% and 100% of TTF, resulting in significant differences between the second (25–50% of TTF) and third (50–75% of TTF) quartiles of activity and major variation (4.58 points) of perceived fatigability in the second half of the activity (Table 4).

Regarding performance fatigability, the mean TTF was 472.25 s, with men having a higher mean time (572.88 ± 333.94) than women (371.63 ± 221.18 s). A significant negative correlation between TTF and BMI ($\rho = -0.471, p < 0.01$) was found.

The correlation analysis is summarized in Tables 5–7. As shown in Table 5 there is a statistically significant relationship between perceived and performance variables, specifically a positive and moderate relationship between PcFat75 and TTF ($\rho = -0.544, p < 0.01$) and PcFat100 and TTF ($\rho = -0.645, p < 0.01$). The sex group analyses show that women follow this tendency, but in men, TTF is related to PcFat25 ($\rho = 0.568, p < 0.05$) and with PcFat75 ($\rho = 0.522, p < 0.05$).

Table 5. Relations between perceived and performance fatigability.

Time to Task Failure (TTF)			
	Total Sample	Women	Men
Perceived fatigability (PcFat)	PcFat 75%	PcFat 75%	PcFat 25%
	($\rho = 0.544^{**}$, 95% CI [0.22, 0.76])	($\rho = 0.615^*$, 95% CI [0.12, 0.86])	($\rho = 0.568^*$, 95% CI [0.06, 0.84])
	PcFat 100%	PcFat 100%	PcFat 75%
	($\rho = 0.645^{**}$, 95% CI [0.35, 0.82])	($\rho = 0.848^{**}$, 95% CI [0.55, 0.95])	($\rho = 0.522^*$, 95% CI [0.00, 0.82])

* Statistically significant correlation $p < 0.05$; ** Statistically significant correlation $p < 0.01$ (2 tail). Abbreviations: PcFat, Perceived fatigability.

Table 6. Correlation between perceived fatigability variables and sample characteristics.

	Perceived Fatigability (PcFat)		
	Total Sample	Women	Men
Sample characteristics		Age-PcFat 25%	
		($r = 0.660^{**}$, 95% CI [0.24, 0.87])	Vigorous-PcFat 100%
	Vigorous - PcFat 75%	Age-PcFat 50%	($\rho = 0.560^*$, 95% CI [0.05, 0.84])
	($\rho = 0.363^*$, 95% CI [0.00, 0.64])	($r = 0.524^*$, 95% CI [0.038, 0.81])	
		BMI - PcFat 100%	SF36 Pain - PcFat 50%
		($\rho = -0.507^*$, 95% CI [-0.81, 0.02])	($\rho = -0.543^*$, 95% CI [-0.83, -0.03])
	SF36 Social functioning - PcFat 75%	SF36 Vitality - PcFat 25%	SF36 Pain - PcFat 75%
	($\rho = -0.411^*$, 95% CI [0.06, 0.67])	($r = -0.559^*$, 95% CI [-0.83, -0.09])	SF36 Vitality - PcFat 50%
		($r = -0.533^*$, 95% CI [-0.81, -0.05])	

* Statistically significant correlation $p < 0.05$; ** Statistically significant correlation $p < 0.01$ (2 tail). Abbreviations: BMI, body mass index; SF36, short-form health survey 36 item dimension.

Table 7. Correlation between performance fatigability variables and sample characteristics.

Time to Task Failure (TTF)			
	Total Sample	Women	Men
Sample characteristics	BMI	BMI	No significant correlation
	($\rho = -0.471^{**}$, 95% CI [-0.71, -0.13])	($\rho = -0.629^{**}$, 95% CI [-0.87, -0.14])	
	SF36 Physical functioning	SF36 Physical functioning	
	($\rho = 0.471^{**}$, 95% CI [0.13, 0.71])	($\rho = 0.506^*$, 95% CI [-0.02, 0.81])	
	SF36 Role functioning/physical		
	($\rho = 0.381^*$, 95% CI [0.02, 0.65])		

* Statistically significant correlation $p < 0.05$; ** Statistically significant correlation $p < 0.01$ (2 tail). Abbreviations: BMI, body mass index; SF36, short-form health survey 36 item dimension.

In the total sample, perceived fatigability is negatively related to the social functioning dimension (Table 6), with significant weak correlations with perceived fatigability at 75% of TTF ($\rho = -0.411$, $p < 0.01$). However, the relationship between perceived fatigability and quality of life dimensions are different in men and women, with women showing moderate relation only in vitality dimensions and men showing moderate relationships with pain, and vitality.

Despite no significant relation being identified between physical activity total time or physical therapy groups (active or sedentary) and fatigability variables, weak but significant correlations were found between time spent in vigorous activities and perceived fatigability in the end phase of activity (75% of TTF).

No statistically significant correlation was found between BMI and perceived fatigability for the total sample, but in women, age has a positive relationship with PcFat in the initial stages of activity and BMI in the final score of PcFat.

As it can be seen in Table 7, performance fatigability (TTF) appears to be positively and significantly related to physical functioning ($\rho = 0.47, p < 0.01$) and role functioning/physical ($\rho = 0.381, p < 0.05$), but in the group analysis, only women had a statistically significant relation between these variables and physical functioning ($\rho = 0.506, p < 0.05$).

There is also a significant but negative relationship between BMI and TTF, which is also found only in women.

4. Discussion

Fatigability is becoming a trend in measuring functional declines, clinical outcomes, and quality of life indicators [44], but to the best of our knowledge, the existing literature associated with fatigability in sustained isometric activities of the upper limbs in older people is very scarce and no study was found that explores perceived fatigability behavior during the execution of the upper limb isometric task and its relationship with performance fatigability.

This study aimed to understand the influence of an upper limb isometric task on perceived and performance fatigability behavior and the role of quality of life and physical activity in the fatigability of elderly participants. Therefore, we found that our two hypotheses that were both partially confirmed since in a sample of elderly participants, (1) ULIT produced a progressive increase in perceived fatigability with intensification in the second half of the activity with related changes in perceived and performance fatigability only in the final phase of activity, and (2) changes in perceived and performance fatigability were related to anthropometric characteristics (BMI), and health-related quality of life dimensions, but not with physical activity.

Human activity requires significant interactions between perceived and performance fatigability and its modulators. Homeostatic factors that contribute to perceived fatigability can influence the capacity to generate voluntary muscle activation, which is a factor that influences performance fatigability. Likewise, afferent feedback influences the adjustments required to maintain homeostasis and thus produces modifications to perceived fatigability [7,21].

The interrelation between the two domains is also explored in a study that examined the influence of perceived fatigue in subsequent endurance physical activity [45]. The authors concluded that the perception of fatigue represents a key factor in the regulation of physical performance and is related to metacognitive processes associated with the representation of internal states, the interoceptive awareness, which proved to be a predictor of perceived fatigue. These authors also stated that perceived fatigue may be directly involved in the central regulation of performance, which together with effort and affection, forms part of the sensory experience that signals the activity as (physically and/or psychologically) unattractive. Therefore, like self-efficacy, perceived fatigue may reflect a cognitive factor related to the belief about one's ability that shapes the amount of effort invested in the task and influences physical tolerance.

This study also showed that men performed the isometric activity longer than women but with a tendency to higher scores of perceived fatigability and that the relationship between perceived and performance fatigability is stronger in women. However, in men, we found a relationship between the duration of the task (i.e., TTF) and perceived fatigability also in the initial phase of the task (25% TTF).

Although it is known that sex influences fatigability related to anatomical and physiological differences, with men being usually more fatigable than women for sustained or intermittent isometric contractions, it is also known that these differences are task-specific [41,46], so this hypothesis needs further exploration in studies with other tasks and a larger sample.

Demographic and anthropometric analysis revealed that BMI has a deleterious effect on fatigability (perceived and performance), especially in women, in whom, age also affects perceived fatigability.

This result confirmed that obesity is a risk factor for higher fatigability with aging, especially in women. In fact, according to earlier research, the probability of having higher

fatigability almost doubles for obese people more than 40 years old compared with normal-weight people [47], particularly in shoulder and trunk muscles during an isometric activity at lower work intensities [48].

The fatigability increase in obese people may be related to modifications in muscle fiber type composition with the increase in the proportion of fast-twitch fibers (less fatigue resistant than slow-twitch fibers) [48]. This results from an inflammatory process on the central nervous system caused by circulating cytokines produced and secreted by adipose tissue, causing changes in neuronal function and resulting in higher levels of fatigability [49]. This process also leads to an imbalance between energy availability and task demand, as the energetic demands of a physical task increase with BMI, especially when it is caused by an increase in fat mass [49].

As expected, relationships were found between health status dimensions and fatigability behavior, reinforcing the need to expand active and multidisciplinary aging programs, with the promotion of social support, physical and functional activities, and energy regulation strategies in order to enhance the quality of life of this population.

According to the person-centered conceptual model of perceived fatigability [44], variability in participants' fatigability may be attributed to fairly stable and variable moderating factors such as disease severity, comorbidities, physical fitness, medication regimens, sleep disorders and sleep quality, age, personality, interest/motivation, emotional state, diet, weather, fluctuations in other symptoms such as pain, environmental context, social context, and acute illness [44].

Some of these moderating factors are included in quality-of-life dimensions, but in this sample, only social functioning, vitality, and pain revealed a relationship with perceived fatigability, with social functioning being the quality-of-life dimension with a greater impact in the total sample. Vitality and pain showed stronger relationships in sex groups (vitality in women and pain and vitality in men).

Our results are aligned with the fatigability concept described by other authors [7,21,23], which states that perceived fatigability is theoretically modulated by some homeostatic and psychosocial factors, and performance fatigability is dependent on peripheral and central factors. Social support (i.e., assistance in executing daily activities, namely in transportation, home care, and personal care) was identified as a supporting factor against fatigue [50], and in a sample of men, marital and living status modified the association between household activity and perceived fatigability [22]. Another study also showed that the ability of a sample of patients with multiple sclerosis to take part in social roles and activities was strongly and independently associated with fatigue [51].

In the face of the aging of the population and possible deterioration of social functioning due to changes in social support, we can expect that there will be direct repercussions on the level of fatigue reported by the elderly in the performance of their daily activities and social participation and consequently on their functional performance and quality of life.

The dimensions with the greatest impact on performance were the physical functioning and role functioning/physical dimensions. Performance fatigability depends on the capacity of the nervous system to provide adequate activation as well as the muscle's contractile function [21], and since it produces an acute decline in motor performance, may interfere directly with the ability to perform a variety of activities such as sports, climbing stairs, carrying groceries and walking (i.e., physical functioning) and, consequently, with the performance of normal daily activities such as work, housework or school. However, performance fatigability and the involved mechanisms are task, muscle group, and population-specific, which means that the extent to which performance fatigability affects the quality of life may differ accordingly to people's sex, age, and tasks performed [25].

In addition, the ability to produce and utilize energy changes with aging with a decline in the VO₂ peak and an increase in the energetic demands for daily tasks. This contributes to the development of an energy deficit associated with aging whose mechanisms are associated with metabolism, biomechanics, and neuromotor control modifications, which

reduce energy capacity and efficiency of movement and increase the mobility costs in the elderly [52,53].

Additionally, in our study, physical activity total time was not associated with fatigability. These results are not in accordance with other studies that show an association between physical activity and fatigability, which is not, however, related to upper limb isometric activity [22,52,54]. Higher physical activity is associated with better cardiorespiratory fitness, and more efficient energy utilization [22].

Our results may be related to the fact that physical activity was self-reported, and its values may have been overestimated by participants. Furthermore, physical activity levels precede changes in perceived fatigability [22]. As our sample is composed mostly of active participants, the relationship between the two variables may not yet be significant.

A weak positive relationship was found between the time of vigorous activity and perceived fatigability at the end of the activity, which is reflected only in men. It seems that the time of vigorous activity has an augmentation effect on the perception of fatigue, especially in men, which is the type of activity most performed by them. In their daily routines, women perform significantly less vigorous activity and tend to have lower scores of perceived fatigability, but also a lower time of activity. Therefore, it seems that although vigorous-intensity activities may potentiate higher scores of perceived fatigability, no influence was found in the performance of isometric activities.

The results of this study provide information about fatigue behavior during isometric activity performance in a sample of elderly people that can be applied to develop more secure and targeted practices for the needs and expectations of this population, highlighting the relationships between fatigue and some demographic, anthropometric, physical activity and quality of life variables.

However, these findings need to be interpreted in the context of some limitations that should be acknowledged. First, a randomization sampling process with a larger sample is required to reduce sample bias. Second, since fatigue is described in multiple ways, fatigue may not be interpreted in the same way by all participants. We attempted to minimize this bias by providing instructions relating to the use of the CR10 Borg Scale and clarifying what we mean by 'fatigue' (i.e., global or local weariness and increasing sense of effort); however, this fact may interfere in fatigue intensity classification. Third, physical activity was assessed through self-reporting and may be subject to recall bias. We tried to control this bias, giving examples of tasks that correspond to different intensities of physical activity, but it was not possible to verify the reported median time spent per week. Finally, because the muscle contractions may alter depending on the verbal instructions [29], the type and amount of feedback during task execution may have influenced the study variables. To minimize this bias, feedback was used only to correct limb or trunk position. These limitations should be addressed in future studies.

This study has also some strengths. Our sample included both men and women, providing the opportunity to explore the influence of sex on the results. We examined fatigability as a comprehensive construct that is influenced by biological, psychological, social, and environmental contributors and influences the person as a whole. The use of the HrQoL measure provided the possibility to contextualize fatigability concerning dimensions that influence the quality of life. The use of the EPIC-PAQ index allowed the measurement of physical activity performed in different contexts (occupational, leisure, and domestic) and by type of activity (light, moderate or vigorous intensity).

In elderly people, timely detection of high fatigability status is essential, and it is necessary to develop targeted measurements and practices that can respond to the needs, expectations, and behavior of this population. This can delay the appearance of fatigue and frailty and increase their functional performance and sense of self-efficacy, either in sports, occupational or clinical contexts.

Considering our findings that perceived fatigability does not have an early relationship with performance in elderly people, it should be only be used with caution as a regulatory factor for intervention strategies, especially in the clinical context. It also seems necessary

to carry out studies to identify consistent indicators that can be used in this and other populations to safely model intervention strategies to reduce or delay fatigue, improve functional and/or sports performance, and provide benefits for health and quality of life.

5. Conclusions

In conclusion, the results of this investigation show that for a sample of elderly participants, an upper limb isometric task produces changes in perceived and performance fatigability which are positively related in the final stage of the activity. Perceived fatigability evolved progressively with a major increase in the second half of the activity. Men performed the isometric activity longer than women but with a tendency to higher scores of perceived fatigability.

Changes in perceived and performance fatigability are negatively related to BMI, especially in women, in whom age also affects perceived fatigability. Perceived and performance fatigability are also negatively correlated with health-related quality of life dimensions, with the social functioning dimension having a greater impact on perceived fatigability, and physical functioning and role functioning/physical dimensions on performance fatigability.

Author Contributions: Conceptualization, H.S.-M., E.M.M.-J., I.C.-H., A.D., A.J.M., R.B.M., C.R.-M., D.L.-L. and J.G.-S.; methodology, H.S.-M., E.M.M.-J., I.C.-H., A.D., A.J.M., R.B.M., C.R.-M., D.L.-L. and J.G.-S.; formal analysis, H.S.-M., E.M.M.-J., I.C.-H., A.D., A.J.M., R.B.M., C.R.-M., D.L.-L. and J.G.-S.; investigation, H.S.-M., E.M.M.-J., I.C.-H., A.D., A.J.M., R.B.M., C.R.-M., D.L.-L. and J.G.-S.; data curation, H.S.-M., A.J.M., R.B.M.; writing—original draft preparation, H.S.-M., E.M.M.-J., I.C.-H., A.D., A.J.M., R.B.M., C.R.-M., D.L.-L. and J.G.-S.; writing—review and editing, H.S.-M., E.M.M.-J., I.C.-H., A.D., A.J.M., R.B.M., C.R.-M., D.L.-L. and J.G.-S. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki, and approved on 5 March 2021, by Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa - Lisboa Ethics Committee, in Lisbon, Portugal (ESSCVP-EC_01/2021), and was prospectively registered at ClinicalTrials.gov (NCT04938791).

Informed Consent Statement: Written informed consent was obtained from all participants involved in the study.

Data Availability Statement: The dataset supporting the conclusions of this article is available upon request to h.smigueis@udc.es in the Research, Health and Podiatry Group, Department of Health Sciences, Faculty of Nursing and Podiatry.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Vestergaard, S.; Nayfield, S.G.; Patel, K.V.; Eldadah, B.; Cesari, M.; Ferrucci, L.; Ceresini, G.; Guralnik, J.M. Fatigue in a Representative Population of Older Persons and Its Association with Functional Impairment, Functional Limitation, and Disability. *J. Gerontol.-Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* **2009**, *64*, 76–82. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
2. Lasorda, K.R.; Gmelin, T.; Kuipers, A.L.; Boudreau, R.M.; Santanasto, A.J.; Christensen, K.; Renner, S.W.; Wojczynski, M.K.; Andersen, S.L.; Cosentino, S.; et al. Epidemiology of Perceived Physical Fatigability in Older Adults: The Long Life Family Study. *J. Gerontol.-Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* **2020**, *75*, e81–e88. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Santos-Eggimann, B.; Cuénoud, P.; Spagnoli, J.; Junod, J. Prevalence of Frailty in Middle-Aged and Older Community-Dwelling Europeans Living in 10 Countries. *J. Gerontol.-Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* **2009**, *64*, 675–681. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
4. Manfredi, G.; Midão, L.; Paúl, C.; Cena, C.; Duarte, M.; Costa, E. Prevalence of Frailty Status among the European Elderly Population: Findings from the Survey of Health, Aging and Retirement in Europe. *Geriatr. Gerontol. Int.* **2019**, *19*, 723–729. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
5. Gill, T.M.; Desai, M.M.; Gahbauer, E.A.; Holford, T.R.; Williams, C.S. Restricted Activity among Community-Living Older Persons: Incidence, Precipitants, and Health Care Utilization. *Ann. Intern. Med.* **2001**, *135*, 313–321. [[CrossRef](#)]
6. Schrack, J.A.; Simonsick, E.M.; Glynn, N.W. Fatigability: A Prognostic Indicator of Phenotypic Aging. *J. Gerontol.-Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* **2020**, *75*, e63–e66. [[CrossRef](#)]
7. Kluger, B.M.; Krupp, L.B.; Enoka, R.M. Fatigue and Fatigability in Neurologic Inlnesses. *Neurology* **2013**, *80*, 409–416. [[CrossRef](#)]

8. Marcora, S.M.; Staiano, W. The Limit to Exercise Tolerance in Humans: Mind over Muscle? *Eur. J. Appl. Physiol.* **2010**, *109*, 763–770. [[CrossRef](#)]
9. Drouin, P.J.; Kohoko, Z.I.N.N.; Mew, O.K.; Lynn, M.J.T.T.; Fenuta, A.M.; Tschakovsky, M.E. Fatigue-Independent Alterations in Muscle Activation and Effort Perception during Forearm Exercise: Role of Local Oxygen Delivery. *J. Appl. Physiol.* **2019**, *127*, 111–121. [[CrossRef](#)]
10. Taylor, J.L.; Amann, M.; Duchateau, J.; Meeusen, R.; Rice, C.L. Neural Contributions to Muscle Fatigue: From the Brain to the Muscle and Back Again. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2016**, *48*, 2294–2306. [[CrossRef](#)]
11. Wan, J.-J.J.; Qin, Z.; Wang, P.-Y.Y.; Sun, Y.; Liu, X. Muscle Fatigue: General Understanding and Treatment. *Exp. Mol. Med.* **2017**, *49*, e384-11. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
12. Sheel, A.W.; Boushel, R.; Dempsey, J.A. Competition for Blood Flow Distribution between Respiratory and Locomotor Muscles: Implications for Muscle Fatigue. *J. Appl. Physiol.* **2018**, *125*, 820–831. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Velloso, M.; do Nascimento, N.H.; Gazzotti, M.R.; Jardim, J.R. Evaluation of Effects of Shoulder Girdle Training on Strength and Performance of Activities of Daily Living in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *Int. J. COPD* **2013**, *8*, 187–192. [[CrossRef](#)]
14. Panka, G.F.L.; Oliveira, M.M.; França, D.C.; Parreira, V.F.; Britto, R.R.; Velloso, M. Ventilatory and Muscular Assessment in Healthy Subjects during an Activity of Daily Living with Unsupported Arm Elevation. *Rev. Bras. Fisioter.* **2010**, *14*, 337–343. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. McPhee, J.S.; French, D.P.; Jackson, D.; Nazroo, J.; Pendleton, N.; Degens, H. Physical Activity in Older Age: Perspectives for Healthy Ageing and Frailty. *Biogerontology* **2016**, *17*, 567–580. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
16. Avlund, K.; Trab Damsgaard, M.; Scient Soc, M.; Schroll, M. Tiredness as Determinant of Subsequent Use of Health and Social Services Among Nondisabled Elderly People. *J. Aging Health* **2001**, *13*, 267–286. [[CrossRef](#)]
17. Glynn, N.W.; Gmelin, T.; Renner, S.W.; Qiao, Y.; Boudreau, R.M.; Feitosa, M.F.; Wojczynski, M.K.; Cosentino, S.; Andersen, S.L.; Christensen, K.; et al. Perceived Physical Fatigability Predicts All-Cause Mortality in Older Adults. *J. Gerontol. Ser. A* **2022**, *77*, 837–841. [[CrossRef](#)]
18. Moored, K.D.; Qiao, Y.S.; Boudreau, R.M.; Roe, L.S.; Cawthon, P.M.; Cauley, J.A.; Glynn, N.W. Prospective Associations Between Physical Activity and Perceived Fatigability in Older Men: Differences by Activity Type and Baseline Marital Status. *J. Gerontol. Ser. A* **2022**, glac030. [[CrossRef](#)]
19. Engberg, I.; Segerstedt, J.; Waller, G.; Wennberg, P.; Eliasson, M. Fatigue in the General Population- Associations to Age, Sex, Socioeconomic Status, Physical Activity, Sitting Time and Self-Rated Health: The Northern Sweden MONICA Study 2014. *BMC Public Health* **2017**, *17*, 654. [[CrossRef](#)]
20. Avlund, K. Fatigue in Older Adults: An Early Indicator of the Aging Process? *Aging Clin. Exp. Res.* **2010**, *22*, 100–115. [[CrossRef](#)]
21. Enoka, R.M.; Duchateau, J. Translating Fatigue to Human Performance. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2016**, *48*, 2228–2238. [[CrossRef](#)]
22. Simonsick, E.M.; Schrack, J.A.; Glynn, N.W.; Ferrucci, L. Assessing fatigability in mobility-intact older adults. *J. Am. Geriatr. Soc.* **2014**, *62*, 347–351. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
23. Gruet, M. Fatigue in Chronic Respiratory Diseases: Theoretical Framework and Implications for Real-Life Performance and Rehabilitation. *Front. Physiol.* **2018**, *9*, 1258. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
24. Loy, B.D.; Taylor, R.L.; Fling, B.W.; Horak, F.B. Relationship between Perceived Fatigue and Performance Fatigability in People with Multiple Sclerosis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Psychosom. Res.* **2017**, *100*, 1–7. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
25. Hunter, S.K. Performance Fatigability: Mechanisms and Task Specificity. *Cold Spring Harb. Perspect. Med.* **2018**, *8*, a029728. [[CrossRef](#)]
26. Salerno, E.A.; Wanigatunga, A.A.; An, Y.; Urbanek, J.K.; Simonsick, E.M.; Ferrucci, L.; Resnick, S.M.; Schrack, J.A.; Newman, A. Longitudinal Association between Perceived Fatigability and Cognitive Function in Older Adults: Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *J. Gerontol.-Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* **2020**, *75*, e67–e73. [[CrossRef](#)]
27. World Health Organization (WHO). Ageing and Health. Available online: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health> (accessed on 5 May 2022).
28. World Health Organization (WHO). UN Decade of Healthy Ageing (2021–2030). Available online: <https://www.who.int/initiatives/decade-of-healthy-ageing> (accessed on 21 April 2022).
29. Murofushi, K.; Yamaguchi, D.; Hirohata, K.; Furuya, H.; Mitomo, S. Variations in Upper Limb and Trunk Muscles Activation during Isometric Exercises with or without Exertion of Control. *Isokinet. Exerc. Sci.* **2022**, *30*, 251–258. [[CrossRef](#)]
30. De Oliveira Sarmiento, A.; da Cruz Santos, A.; Trombetta, I.C.; Dantas, M.M.; Marques, A.C.O.; do Nascimento, L.S.; Barbosa, B.T.; Dos Santos, M.R.; do Amparo Andrade, M.; Jaguaribe-Lima, A.M.; et al. Regular Physical Exercise Improves Cardiac Autonomic and Muscle Vasodilatory Responses to Isometric Exercise in Healthy Elderly. *Clin. Interv. Aging* **2017**, *12*, 1021–1028. [[CrossRef](#)]
31. Lemley, K.J.; Drewek, B.; Hunter, S.K.; Hoeger Bement, M.K. Pain Relief after Isometric Exercise Is Not Task-Dependent in Older Men and Women. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2014**, *46*, 185–191. [[CrossRef](#)]
32. Enoka, R.M.; Baudry, S.; Rudroff, T.; Farina, D.; Klass, M.; Duchateau, J. Unraveling the Neurophysiology of Muscle Fatigue. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2011**, *21*, 208–219. [[CrossRef](#)]
33. Moher, D.; Hopewell, S.; Schulz, K.F.; Montori, V.; Gøtzsche, P.C.; Devereaux, P.J.; Elbourne, D.; Egger, M.; Altman, D.G. CONSORT 2010 Explanation and Elaboration: Updated Guidelines for Reporting Parallel Group Randomised Trials. *BMJ* **2010**, *340*, c869. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

34. Borg, G. *Borg's Perceived Exertion and Pain Scales*; Human Kinetics: Champaign, IL, USA, 1998; pp. 1–120.
35. Ferreira, P.L.; Noronha Ferreira, L.; Nobre Pereira, L. Medidas Sumário Física e Mental de Estado de Saúde Para a População Portuguesa. *Rev. Port. Saude Publica* **2012**, *30*, 163–171. [[CrossRef](#)]
36. Lopes Ferreira, P. Creation of the Portuguese Version of MOS SF-36 Part II—Validation Tests. *Acta Med. Port.* **2000**, *13*, 119–127. [[CrossRef](#)]
37. Ferreira, P.L. Creation of Portuguese Version of the MOS SF-36 Part I, Cultural and Linguistic Adaptation. *Acta Med. Port.* **2000**, *13*, 55–66. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
38. Ferreira, P.L.; Santana, P. Percepção de Estado de Saúde e de Qualidade de Vida Da População Activa: Contributo Para a Definição de Normas Portuguesas. *Rev. Port. Saúde Pública* **2003**, *21*, 15–30.
39. Camões, M.; Severo, M.; Santos, A.C.; Barros, H.; Lopes, C. Testing an Adaptation of the EPIC Physical Activity Questionnaire in Portuguese Adults: A Validation Study That Assesses the Seasonal Bias of Self-Report. *Ann. Hum. Biol.* **2010**, *37*, 186–198. [[CrossRef](#)]
40. Review, C.; Communication, S.; Principles, G. World Medical Association Declaration of Helsinki: Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects. *J. Am. Coll. Dent.* **2014**, *81*, 14–18. [[CrossRef](#)]
41. Ansdell, P.; Brownstein, C.G.; Škarabot, J.; Hicks, K.M.; Howatson, G.; Thomas, K.; Hunter, S.K.; Goodall, S. Sex Differences in Fatigability and Recovery Relative to the Intensity–Duration Relationship. *J. Physiol.* **2019**, *597*, 5577–5595. [[CrossRef](#)]
42. Kratz, A.L.; Murphy, S.L.; Braley, T.J.; Basu, N.; Kulkarni, S.; Russell, J.; Carlozzi, N.E. Development of a Person-Centered Conceptual Model of Perceived Fatigability. *Qual. Life Res.* **2019**, *28*, 1337–1347. [[CrossRef](#)]
43. Bonett, D.G.; Wright, T.A. Sample Size Requirements for Estimating Pearson, Kendall and Spearman Correlations. *Psychometrika* **2000**, *65*, 23–28. [[CrossRef](#)]
44. Fritz, C.O.; Morris, P.E.; Richler, J.J. Effect Size Estimates: Current Use, Calculations, and Interpretation. *J. Exp. Psychol. Gen.* **2012**, *141*, 2–18. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
45. Greenhouse-Tucknott, A.; Butterworth, J.B.; Wrightson, J.G.; Harrison, N.A.; Dekerle, J. Effect of the Subjective Intensity of Fatigue and Interoception on Perceptual Regulation and Performance during Sustained Physical Activity. *PLoS ONE* **2022**, *17*, e262303. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
46. Hunter, S.K. The Relevance of Sex Differences in Performance Fatigability. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2016**, *48*, 2247–2256. [[CrossRef](#)]
47. Martinez-Amezcuca, P.; Simonsick, E.M.; Wanigatunga, A.A.; Urbanek, J.K.; Chiles Shaffer, N.; Ferrucci, L.; Schrack, J.A. Association between Adiposity and Perceived Physical Fatigability in Mid- to Late Life. *Obesity* **2019**, *27*, 1177–1183. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
48. Mehta, R.K.; Cavuoto, L.A. Relationship between BMI and Fatigability Is Task Dependent. *Hum. Factors* **2017**, *59*, 722–733. [[CrossRef](#)]
49. Cooper, R.; Popham, M.; Santanasto, A.J.; Hardy, R.; Glynn, N.W.; Kuh, D. Are BMI and Inflammatory Markers Independently Associated with Physical Fatigability in Old Age? *Int. J. Obes.* **2019**, *43*, 832–841. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
50. Malak, M.Z.; Abu Adas, M.; Al-Amer, R.; Yousef, N.N.; Ali, R.M. Evaluation of Fatigue among Older Population in Jordan. *Exp. Aging Res.* **2021**, *47*, 464–477. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
51. Salter, A.; Fox, R.J.; Tyry, T.; Cutter, G.; Marrie, R.A. The Association of Fatigue and Social Participation in Multiple Sclerosis as Assessed Using Two Different Instruments. *Mult. Scler. Relat. Disord.* **2019**, *31*, 165–172. [[CrossRef](#)]
52. Schrack, J.A.; Wanigatunga, A.A.; Zipunnikov, V.; Kuo, P.L.; Simonsick, E.M.; Ferrucci, L.; Newman, A. Longitudinal Association between Energy Regulation and Fatigability in Mid-to-Late Life. *J. Gerontol.-Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* **2020**, *75*, e74–e80. [[CrossRef](#)]
53. Eldadah, B.A. Fatigue and Fatigability in Older Adults. *PM&R* **2010**, *2*, 406–413. [[CrossRef](#)]
54. Qiao, Y.S.; Gmelin, T.; Renner, S.W.; Boudreau, R.M.; Martin, S.; Wojczynski, M.K.; Christensen, K.; Andersen, S.L.; Cosentino, S.; Santanasto, A.J.; et al. Evaluation of the Bidirectional Relations of Perceived Physical Fatigability and Physical Activity on Slower Gait Speed. *J. Gerontol.-Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* **2021**, *76*, E237–E244. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

Article

Upper-Limb Kinematic Behavior and Performance Fatigability of Elderly Participants Performing an Isometric Task: A Quasi-Experimental Study

Helena Silva-Migueis ^{1,2}, Eva María Martínez-Jiménez ³, Israel Casado-Hernández ^{3,*}, Adriano Dias ⁴, Ana Júlia Monteiro ^{1,2}, Rodrigo B. Martins ², João Marcos Bernardes ⁴, Daniel López-López ¹ and Juan Gómez-Salgado ^{5,6}

- ¹ Research, Health and Podiatry Group, Department of Health Sciences, Faculty of Nursing and Podiatry, Industrial Campus of Ferrol, Universidade da Coruña, 15403 Ferrol, Spain; h.smigueis@udc.es (H.S.-M.); ana.demacedo@udc.es (A.J.M.); daniel.lopez.lopez@udc.es (D.L.-L.)
 - ² Physiotherapy Department, Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa-Lisboa, 1300-125 Lisbon, Portugal; rmartins@esscvp.eu
 - ³ Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología, Universidad Complutense de Madrid, 28040 Madrid, Spain; evamam03@ucm.es
 - ⁴ Department of Public Health, Graduate Program in Collective/Public Health, Botucatu Medical School, Universidade Estadual Paulista/UNESP, Botucatu 18610-307, SP, Brazil; dias.adriano@unesp.br (A.D.)
 - ⁵ Departamento de Sociología, Trabajo Social y Salud Pública, Universidad de Huelva, 21004 Huelva, Spain; salgado@uhu.es
 - ⁶ Safety and Health Postgraduate Programme, Universidad Espíritu Santo, Guayaquil 092301, Ecuador
- * Correspondence: isracasa@ucm.es



Citation: Silva-Migueis, H.; Martínez-Jiménez, E.M.; Casado-Hernández, I.; Dias, A.; Monteiro, A.J.; Martins, R.B.; Bernardes, J.M.; López-López, D.; Gómez-Salgado, J. Upper-Limb Kinematic Behavior and Performance Fatigability of Elderly Participants Performing an Isometric Task: A Quasi-Experimental Study. *Bioengineering* **2023**, *10*, 526. <https://doi.org/10.3390/bioengineering10050526>

Academic Editor: Redha Taïar

Received: 15 March 2023

Revised: 20 April 2023

Accepted: 24 April 2023

Published: 26 April 2023



Copyright: © 2023 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Simple Summary: The purpose of this research was to understand how upper-limb kinetics behaves alongside activity time during a position-sustained isometric task and how upper-limb kinetics relates to performance fatigability. As hypothesized, there were changes in acceleration behavior indicative of the displacement of the upper limb in the direction of shoulder extension, especially in the second half of the task, and also an increasing variation of acceleration, and, thus, in movement variability, alongside activity time. However, these changes showed different behaviors between men and women, suggesting greater performance fatigability in women. Results also showed that performance fatigability was positively related to average acceleration in an early phase of activity only in men, meaning that early movement adjustments were apparently sufficient to increase activity time and, consequently, performance. According to the results of our study, upper-limb acceleration measured through a single IMU can be a useful and easy strategy to identify fatigue early.

Abstract: Upper-limb position-sustained tasks (ULPSIT) are involved in several activities of daily living and are associated with high metabolic and ventilatory demand and fatigue. In older people, this can be critical to the performance of daily living activities, even in the absence of a disability. Objectives: To understand the ULPSIT effects on upper-limb (UL) kinetics and performance fatigability in the elderly. Methods: Thirty-one (31) elderly participants (72.61 ± 5.23 years) performed an ULPSIT. The UL average acceleration (AA) and performance fatigability were measured using an inertial measurement unit (IMU) and time-to-task failure (TTF). Results: The findings showed significant changes in AA in the X- and Z-axes ($p < 0.05$). AA differences in women started earlier in the baseline cutoff in the X-axis, and in men, started earlier between cutoffs in the Z-axis. TTF was positively related to AA in men until 60% TTF. Conclusions: ULPSIT produced changes in AA behavior, indicative of movement of the UL in the sagittal plane. AA behavior is sex related and suggests higher performance fatigability in women. Performance fatigability was positively related to AA only in men, where movement adjustments occurred in an early phase, though with increased activity time.

Keywords: isometric activity; injury; musculoskeletal disorders; functional performance; wearable technologies; upper-limb movement

1. Introduction

Isometric activity is often used as an important tool for recreation, rehabilitation plans, and sports, to upgrade fitness, health, and functional efficiency, especially in the elderly, since it has beneficial effects on improving joint balance (free of joint movement) and decreasing blood pressure [1,2] and general pain [3].

Nevertheless, during more demanding isometric tasks, such as position-sustained tasks, in psychophysiological settings, rate-limiting actions occur, since the load adjustment needs for sustaining the limb are greater than for other kinds of assignments [4] and result in high metabolic and ventilatory demand and fatigue [5,6].

In upper-limb position-sustained tasks, such as the ones involved in several activities of daily living, this can be explained by an additional ventilatory and postural load on the thoracic complex [7,8] and by the simultaneity of afferent and efferent muscle stimuli, with consequent respiratory muscle dyssynchrony during the execution of the tasks and consequent modification of the breathing pattern with implications for performance fatigability and upper-limb kinematics and movement [9,10].

Particularly in older individuals, fatigue can be a crucial factor in the performance of everyday activities [11]. Even in the absence of disability, aging causes disturbances in the biophysical characteristics of the muscle, but also due to neural factors [12]. Therefore, aged skeletal muscle is expected to become slower and weaker, and reveal a powerful decrease in the efficiency of voluntary contractions while also being less stable in the course of the efficiency of isometric contractions, especially at low force rates [13].

Performance fatigability, depicted as the “decline in an objective measure of physical performance over a discrete period” [14] is modulated by the contractile capacity of the muscles and the ability of the central nervous system to fulfill task requirements [15]. Physical tasks can be used to measure performance fatigability [16], where result variables can be the period that a task is able to be sustained (time-to-task failure—TTF), the change of pace in muscular activation, energy production, and other physiological settings [14]. Task demands, such as contraction strength, speed, balance, support for the fatigued limb, and the physiological features of the population (aging and sex) influence performance tiredness and the factors involved [17].

Since performance fatigability may also be revealed as decreased movement accuracy [18–20], impaired proprioception acuity [21], and decreased cocontraction during precision movements [18,22,23], the biomechanical approach can be used to identify alterations that occur in motion patterns all the time [24], namely those which are fatigue related.

Up to now, the study of kinematic changes caused by fatigue has involved optoelectronic or equivalent motion-capture systems. However, inertial motion units (IMUs) are noninvasive and portable devices that allow kinematic assessment by blending data from a 3D gyroscope accelerometer, a 3D accelerometer, and a 3D magnetometer, and combining them with a fusion algorithm (e.g., Kalman filter) [25]. They also allow the acquisition of long-term data from real-time applications and in daily-life environments [25–28]. IMUs are becoming a common choice for experts conducting clinical tests in various rehabilitative settings [29], especially due to their portability, cost, and accessibility compared to other biomechanical analysis systems [27,30].

According to recent studies, IMU sensor systems accurately measure motor function and supply useful data concerning motor elements that promote assignment performance such as movement precision, smoothness, and accuracy [31], even in single IMU systems [32], showing encouraging results with respect to their reliability and intersystem agreement [33,34], especially in temporal parameters during activity [24] with higher validity for simple tasks [35].

Research on the application of IMUs for upper-limb movement analysis has grown in recent years, though their application is still at an early development stage and is especially targeted to the validation of specific protocols and proof-of-concept systems [26,34,36] and to movement analysis and characterization in specific clinical conditions [31,37]. As far as we are aware, there are only a few studies that have used IMUs to assess performance fatigability directly or indirectly during upper-limb [38,39] tasks, and none, during isometric tasks performed by elderly populations.

Understanding the position-sustained isometric task effects on upper-limb kinetics and performance fatigability is an important step to predict fatigue early based on movement kinetics assessed by an IMU, reducing the potentially harmful effects of the isometric task in these subjects, but also making it possible to prescribe more specific practices that increase the efficiency of the elderly in sports, recreational, or rehabilitation situations.

Consequently, the purpose of the present study was to understand how upper-limb kinetics behaves alongside activity time and how it relates to performance fatigability during an upper-limb position-sustained isometric task (ULPSIT). For that, we established two hypotheses: (1) During ULPSIT execution, there are modifications in upper-limb acceleration variation and (2) TTF is related to average acceleration variation.

2. Materials and Methods

A quasi-experimental prospective research design was implemented. The results of this research were reported following the CONSORT 2010 guidelines [40].

Sampling and research procedures are summarized in Figure 1.

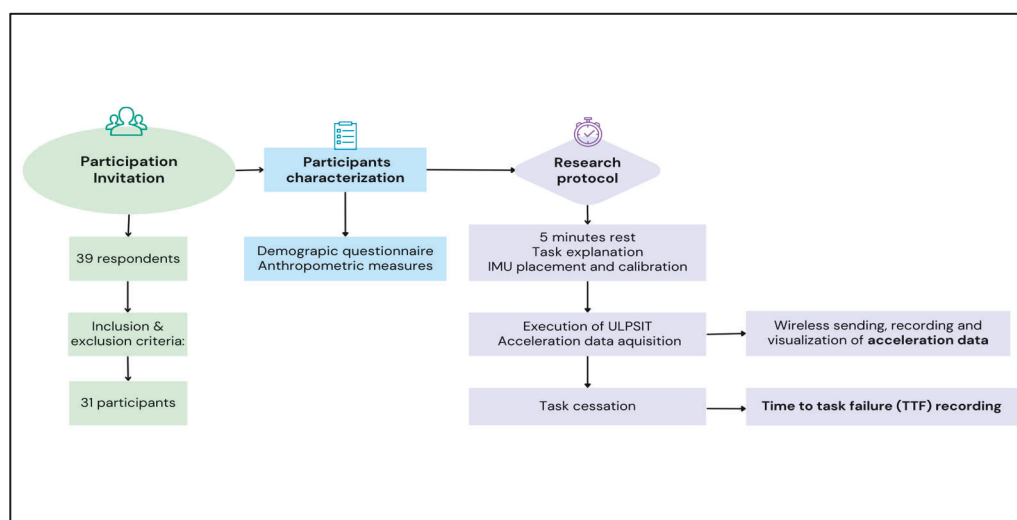


Figure 1. Sampling and research-procedures chart.

2.1. Participants

The study included 31 elderly subjects (≥ 65 years old) (16 men and 15 women) screened from surrounding community institutions between October 2021 and February 2022.

Participants were informed about the aim of the research and read and signed the informed consent form voluntarily in accordance with the international principles of the Declaration of Helsinki [41]. This study was approved on 5 March 2021, by Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa—Lisboa Ethics Committee, Portugal (ESSCVP-EC_01/2021) and was registered at [ClinicalTrials.gov](https://clinicaltrials.gov) (NCT04938791).

Participants were included if they were apparently healthy and more than 65 years old. The exclusion criteria were: (1) a cardiovascular and/or respiratory disease, hypertension, ischemic cardiopathy, or exercise disability, that can increase the risk of cardiovascular abnormalities performing the isometric activity; (2) cognitive or neurological imbalances that made subjects unable to understand or comply with the procedures of the study;

(3) subjects with a body mass index (BMI) equal to or more than 40 to avoid the risk of cardiovascular diseases related to class III obesity in the course of physical activity; and finally, (4) neuromuscular disturbance that restricts the 90° flexion motion of the upper limb or the stance position.

G*Power 3.1.9.2 software was used to calculate the sample size (G*Power ©; University of Düsseldorf, Düsseldorf, Germany). To analyze the differences before and after performing the task, we used a pre–post study that used the variable of time-to-task failure point (TTF) throughout the upper-limb isometric task, which found a significant correlation in performance fatigability (TTF) ($p < 0.01$) [42]. Thus, to achieve a statistical confidence of 95%, with a 2-tailed hypothesis test and a large effect size of 0.90, an α -error of 0.05, and a power of analysis of 0.80 (β error = 20%) were chosen. The result achieved was 18 subjects. Keeping in mind the possibility of loss to follow up, 39 subjects were recruited.

From the 39 respondents recruited for eligibility, 7 subjects were excluded for meeting exclusion criteria (3 subjects for meeting exclusion criteria 1, and 4 subjects for meeting exclusion criteria 4), and 32 intentionally agreed to participate. However, one participant was excluded since the sensor crashed during activity, resulting in a sample of 31 participants composed of 15 women and 16 men, age range between 65 and 85 years old (age: 72.61 ± 5.23 years; weight: 73.18 ± 13.01 kg; height: 1.60 ± 0.08 m; BMI: 28.71 ± 4.66 kg·m²).

2.2. Inertial Measurement Unit (IMU) and Time-to-Task Failure (TTF)

The 3D acceleration of the upper limb was recorded through one IMU module (MTw Awinda, Xsens Technologies B.V., Enschede, The Netherlands). The orientation of the MTw is computed by Xsens Kalman Filter for a 3 degrees-of-freedom (3DoF) orientation for human motion (XKF3hm). XKF3hm is an algorithm that fuses 3D inertial data and 3D magnetometer data to optimally estimate 3D orientation with respect to an earth-fixed coordinate frame. MTw units run an improved signal-processing raw data and include patented StrapDown Integration (SDI) algorithms to dispatch the data wirelessly, through an Awinda Station (Xsens Technologies B.V, Enschede, The Netherlands), to a recording PC at a 100 Hz sampling rate, while keeping the precision of sampling at a higher rate (e.g., >1 kHz) [43]. Data visualization and recording were performed with MT Manager software, v. 4.4.0 (Xsens, Enschede, The Netherlands).

The time-to-task failure (TTF) in seconds was used as a performance fatigability outcome.

2.3. Research Procedure

The research was performed in the CrossLab, Health Research Lab at Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa, Lisboa in Portugal in a room with a constant temperature of 23 °C.

All the subjects followed the same overall protocol, and all data were collected by an expert researcher with more than 10 years of experience. All the subjects were instructed to avoid drinking caffeine beverages 2 h before the investigation.

Initially, the subjects were weighed and measured and then were invited to fill out a brief characterization survey. After completing the questionnaire, subjects took a rest for five minutes in a comfortable chair to relax their feet on the floor (resting position). Last-minute recommendations were made about the task they had to do after this period and the IMU was positioned.

The IMU was placed on the external side of the humerus of the dominant arm so that its reference coordinate system had the X-axis pointing forward, the Y-axis pointing upwards and the Z-axis pointing laterally, and perpendicularly to the sagittal plane (Figure 2). Double-sided tape was used to reduce soft-tissue artifacts. The IMU calibration procedure was conducted, aligning the IMU's local coordinate system with the global reference coordinate system, with participants sitting in an N-pose facing forward for the measurement setting. In this way, the local coordinate system assumes the same orientation

and alignment as the global coordinate system, allowing all the participants to have the same motion orientation and alignment, facilitating data analysis [43,44].

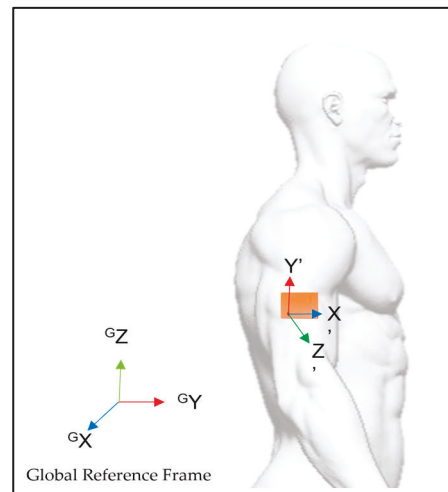


Figure 2. IMU placement and reference coordinate system before alignment reset.

That said, the IMU motion came to be depicted in the global system of coordinates (x-y-z = north-west-up) so that the X-axis points forward, the Y-axis points laterally and the Z-axis points upward. Whenever there was upper-limb flexion, an increase of the X-axis value and a decrease of the Z-axis value was observed, and, on the contrary, a decrease of the X-axis value and an increase of the Z-axis value was observed during the extension motion. When sensor displacement occurred in the transversal plane it produced an increase in the Y-axis value if the displacement was medial (horizontal adduction), or a decrease, if the displacement was lateral (horizontal abduction).

Subjects were then asked to complete the task—the flexion of the upper arm until 90° with the hands facing each other and keeping in the same posture for as long as they could. Subjects were instructed to maintain trunk, neck, and head posture. Acceleration data were recorded during all of the activity periods until the failure point.

Subsequently, after the task was finished, subjects were asked to recover the rest posture and total activity time until the task failure was recorded.

2.4. Data Processing and Statistical Analysis

Acceleration data were extracted from the IMU, in the anterior–posterior axis (X-axis), medial–lateral axis (Y-axis), and vertical axis (Z-axis). Due to the heterogeneity in the activity duration of the subjects, it was necessary to standardize the time of data to compare them. Thus, ten cutoffs were established corresponding to the TTF deciles, from the beginning (baseline) through to the end of the task (100% TTF) in 10% interval cutoffs [45,46].

For each cutoff, the average acceleration was calculated. The baseline cutoff represents the data average of the first 15 s of activity after each participant had reached 90° upper-limb flexion.

The average acceleration variation ratio was also computed for each cutoff by dividing each participant's cutoff value, in each axis, by their baseline value. So, the acceleration variation ratio reflects the proportion of change of acceleration toward baseline values in each cutoff. Cutoff values equal to 1 mean no modification in relation to baseline values and higher or less than 1 mean that there was, respectively, an increase or decrease in the average acceleration in relation to the baseline. Similar data processing has been used by other authors [29].

The activity time (TTF) and sociodemographic characteristics of the subjects were reported as mean, standard deviation (SD), and minimum and maximum values.

Acceleration variations alongside activity time were characterized through temporal features (as mean, standard deviation (SD), and minimum and maximum values) since, in static actions, the temporal features have a higher recognition rate [47].

The Shapiro–Wilk test was employed to analyze the variables with a normal distribution ($p > 0.05$). The demographic and anthropometric characteristics and Z-axis variables followed a normal distribution. According to this, Student’s *T*-test for independent samples was used to analyze the presence of significant differences among means of sexes; the Student’s *T*-test for paired samples was used to analyze significant differences between the means of two situations; Levene’s test was used to test the balance of variances. For non-normally distributed variables (TTF, X- and Y-axes), nonparametric tests were used: the Mann–Whitney U test for independent samples to compare variable differences between sexes; and the Wilcoxon signed-rank test to compare variable differences between different moments. Spearman’s correlation coefficient was calculated to measure the strength and direction of association between all variables. The level of significance was set at $p < 0.05$ with a CI of 95% for the statistical tests.

Statistical analyses were performed using SPSS statistical software, version 28.0 for Windows (IBM Company, Armonk, NY, USA).

3. Results

3.1. Sample Demographic and Anthropometric Characteristics

A sample of 31 subjects (16 men and 15 women) with ages between 65 and 85 years old (mean 72.61 ± 5.23 years), and mean body mass indexes (BMI) of $28.71 \text{ kg/m}^2 (\pm 4.66 \text{ kg/m}^2)$ finished the research course. Participants’ demographic and anthropometric characteristics are detailed in Table 1.

Table 1. Sociodemographic and anthropometric characteristics.

Sample Characteristics	Total Sample Mean \pm SD (Range)	Women Mean \pm SD (Range)	Men Mean \pm SD (Range)	<i>p</i> Value ¹	Effect Size Cohen’s <i>d</i>
Age (years)	72.61 \pm 5.23 (65–85)	72.27 \pm 6.05 (65–85)	72.94 \pm 4.49 (65–82)	0.727	0.126
Weight (kg)	73.18 \pm 13.01 (48–100)	67.57 \pm 12.37 (48–86.5)	78.44 \pm 11.61 (57.90–100)	0.009	0.907
Height (m)	1.60 \pm 0.08 (1.48–1.76)	1.54 \pm 0.43 (1.48–1.64)	1.65 \pm 0.06 (1.57–1.76)	<0.001	2.116
BMI (kg/m ²)	28.71 \pm 4.66 (21.57–37.94)	28.69 \pm 5.30 (21.57–37.94)	28.74 \pm 4.15 (23.42–35.61)	0.490	0.695

Abbreviations: BMI, body mass index; SD, standard deviation. $p < 0.05$ value was considered statistically significant. ¹ Independent samples Student’s *t*-test.

All participants were right-handed. There were no statistically significant differences in age or BMI between the men and women. Nevertheless, the weight and height variables showed significant differences.

3.2. Acceleration Behavior of the Upper Limb during Isometric Activity

The average acceleration showed different behavior depending on the axis of movement (Figure 3 and Table 2), with a progressive decrease on the X-axis, and an increase on the Z-axis. Regarding the Y-axis, there was an oscillation of acceleration throughout the activity, with the beginning of the activity (up to 20% of TTF) being characterized by a decrease in acceleration and then an increase until the end of the activity. Sex-related significant differences were only found in the Z-axis for the baseline and 10%TTF.

Table 2. Acceleration of raw data alongside activity time.

Activity Time (TTF)	X-axis					Y-axis					Z-axis				
	Total Mean ± SD (Range)	Women Mean ± SD (Range)	Men Mean ± SD (Range)	p Value 1	Effect Size r	Total Mean ± SD (Range)	Women Mean ± SD (Range)	Men Mean ± SD (Range)	p value 1	Effect Size r	Total Mean ± SD (Range)	Women Mean ± SD (Range)	Men Mean ± SD (Range)	p Value 2	Effect Size Cohen's d
Baseline	-8.25 ± 1.04 (5.07-9.53)	8.41 ± 1.11 (9.53-5.07)	8.09 ± 0.97 (9.37-6.08)	0.264	0.206	-1.05 ± 2.47 (-4.14-6.74)	-0.66 ± 2.94 (6.74-3.62)	-1.40 ± 1.96 (-4.14-1.97)	0.740	0.064	4.48 ± 1.35 (1.74-7.02)	3.99 ± 1.18 (5.77-1.74)	4.94 ± 1.37 (7.02-1.90)	0.048	0.742
10%	8.20 ± 1.07 (5.08-9.52)	8.40 ± 1.10 (9.52-5.08)	8.00 ± 1.04 (9.34-6.06)	0.202	0.234	-1.20 ± 2.48 (-4.72-6.74)	-0.67 ± 2.95 (6.74-3.61)	-1.71 ± 1.90 (-4.72-0.96)	0.599	0.099	4.50 ± 1.37 (1.80-7.00)	3.99 ± 1.19 (5.79-1.80)	4.98 ± 1.40 (7.00-1.84)	0.045	0.754
20%	8.17 ± 1.05 (5.93-9.47)	8.42 ± 0.93 (9.47-5.93)	7.93 ± 1.12 (9.29-6.18)	0.202	0.234	-1.31 ± 2.48 (-5.48-5.83)	-0.80 ± 2.82 (5.83-3.64)	-1.79 ± 2.07 (-5.48-1.27)	0.654	0.085	4.51 ± 1.41 (1.45-7.03)	4.02 ± 1.20 (5.87-1.45)	4.96 ± 1.47 (7.03-1.66)	0.064	0.691
30%	8.08 ± 1.20 (4.97-9.38)	8.31 ± 1.14 (9.38-4.97)	7.86 ± 1.24 (9.30-5.67)	0.338	0.177	-1.24 ± 2.58 (-5.41-6.85)	-0.70 ± 3.04 (6.85-3.60)	-1.75 ± 2.04 (-5.41-1.39)	0.626	0.092	4.58 ± 1.47 (1.28-7.59)	4.09 ± 1.23 (6.24-1.28)	5.04 ± 1.57 (7.59-1.45)	0.073	0.669
40%	8.04 ± 1.23 (5.04-9.44)	8.28 ± 1.10 (9.44-5.04)	7.81 ± 1.33 (9.38-5.36)	0.423	0.149	-1.11 ± 2.56 (-5.31-6.80)	-0.47 ± 3.00 (6.80-3.56)	-1.71 ± 1.97 (-5.31-1.38)	0.520	0.121	4.70 ± 1.47 (1.17-7.73)	4.24 ± 1.18 (6.21-1.17)	5.13 ± 1.61 (7.73-1.33)	0.091	0.629
50%	7.99 ± 1.24 (4.93-9.43)	8.22 ± 1.10 (9.41-4.98)	7.78 ± 1.35 (9.43-4.93)	0.520	0.121	-1.03 ± 2.55 (-5.09-6.92)	-0.40 ± 3.06 (6.92-3.62)	-1.63 ± 1.85 (-5.09-1.13)	0.446	0.142	4.79 ± 1.45 (1.12-7.75)	4.33 ± 1.16 (6.04-1.12)	5.22 ± 1.59 (7.75-1.61)	0.085	0.640
60%	7.92 ± 1.25 (4.98-9.49)	8.13 ± 1.09 (9.37-4.98)	7.73 ± 1.38 (9.49-5.14)	0.572	0.107	-0.98 ± 2.49 (-4.87-6.80)	-0.38 ± 3.06 (6.80-3.61)	-1.54 ± 1.72 (-4.87-0.81)	0.545	0.114	4.92 ± 1.51 (1.03-8.07)	4.47 ± 1.23 (6.11-1.03)	5.35 ± 1.66 (8.07-1.65)	0.105	0.602
70%	7.88 ± 1.21 (4.65-9.56)	8.03 ± 1.13 (9.33-4.78)	7.73 ± 1.31 (9.56-4.65)	0.599	0.099	-0.93 ± 2.53 (-4.53-7.14)	-0.39 ± 3.16 (7.14-3.70)	-1.43 ± 1.72 (-4.53-0.75)	0.682	0.078	4.99 ± 1.51 (0.80-7.64)	4.56 ± 1.30 (6.12-0.80)	5.39 ± 1.61 (7.64-1.48)	0.123	0.571
80%	7.76 ± 1.27 (4.30-9.65)	7.93 ± 1.17 (9.27-4.81)	7.61 ± 1.38 (9.65-4.30)	0.599	0.099	-0.86 ± 2.45 (-4.13-7.01)	-0.35 ± 3.10 (7.10-3.71)	-1.33 ± 1.57 (-4.13-0.89)	0.861	0.036	5.19 ± 1.58 (0.84-7.94)	4.74 ± 1.37 (6.56-0.84)	5.61 ± 1.68 (7.94-1.61)	0.125	0.568
90%	7.68 ± 1.36 (3.77-9.61)	7.84 ± 1.23 (9.18-4.62)	7.53 ± 1.50 (9.61-3.77)	0.682	0.078	-0.82 ± 2.39 (-3.85-7.25)	-0.29 ± 3.11 (7.25-3.85)	-1.31 ± 1.36 (-3.77-0.74)	0.922	0.021	5.30 ± 1.63 (0.98-8.42)	4.86 ± 1.40 (6.84-0.98)	5.72 ± 1.75 (8.42-1.73)	0.143	0.541
100%	7.53 ± 1.37 (3.79-9.59)	7.57 ± 1.28 (9.17-4.81)	7.50 ± 1.49 (9.59-3.79)	0.984	0.007	-0.73 ± 2.28 (-3.83-6.68)	-0.17 ± 2.98 (6.68-3.83)	-1.25 ± 1.21 (-3.54-0.65)	0.654	0.085	5.49 ± 1.64 (1.16-8.35)	5.19 ± 1.54 (7.77-1.16)	5.77 ± 1.73 (8.35-1.89)	0.328	0.357

In all analyses, $p < 0.05$ was considered statistically significant. ¹ Mann-Whitney U test; ² Independent samples Student's t -test. Abbreviations: TTF, time to task failure; SD, standard deviation.

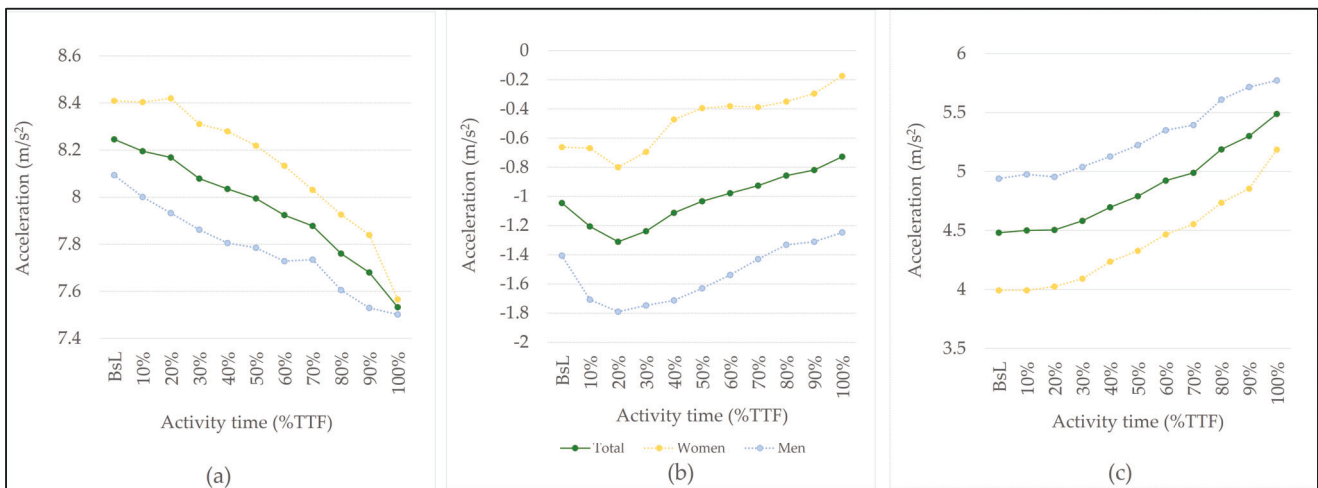


Figure 3. Average acceleration variation (raw data) in the total sample, women, and men: (a) in X-axis; (b) in Y-axis; and (c) in Z-axis alongside activity time.

A standard deviation analysis shows an increasing spread of X-axis and Z-axis values alongside activity time.

The acceleration difference in relation to the baseline values (Table 3) was significant at 30%TTF and at 50%TTF for the X- and Z- axes respectively, and no significant difference in relation to the baseline values was identified for the Y-axis.

The difference relating to baseline values in the X- and Z- axes is evident when looking at the acceleration variation ratio alongside the activity-time graphics (Figure 4). In both cases, an increasing interquartile range (IQR) is also evident, showing an increase in the acceleration-ratio variability along with the activity execution. The Y-axis graphic shows irregular acceleration-ratio behavior, with a greater number of extreme cases, compared to the other axes, and an increasing IQR until the 70%TTF cutoff, followed by a decrease in the same parameter till the end of the activity.

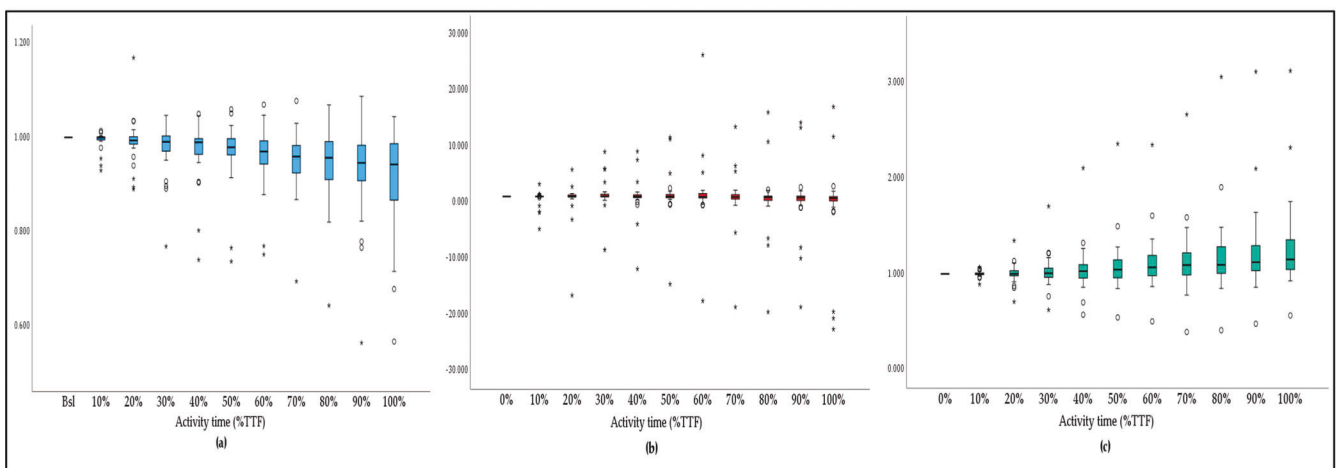


Figure 4. Acceleration ratio variation in (a) the X-axis; (b) the Y-axis; and (c) the Z-axis alongside the activity time. Values more than three IQR 's from the end of the box are labeled as extreme cases and denoted with an asterisk (*). Values more than 1.5 IQR 's but less than 3 IQR 's from the end of the box are labeled as outliers (°).

Table 3. X-, Y-, and Z-axes baseline—cutoff differences alongside activity time.

	X-Axis					Y-Axis					Z-Axis				
	Total Sample p Value	Effect Size r	Women p Value	Men p Value	Effect Size r	Total Sample p Value	Effect Size r	Women p Value	Men p Value	Effect Size r	Total Sample p Value	Effect Size r	Women p Value	Men p Value	Effect Size Cohen's d
Baseline-10%TTF	0.100	0.209	0.691	0.079	0.311	0.183	0.169	0.820	0.148	0.041	0.416	0.148	0.968	0.378	0.227
Baseline-20%TTF	0.068	0.231	0.061	0.179	0.238	0.117	0.199	0.609	0.121	0.093	0.679	0.075	0.622	0.872	0.041
Baseline-30%TTF	0.018	0.301	0.041	0.098	0.293	0.389	0.109	0.865	0.234	0.031	0.252	0.210	0.399	0.453	0.192
Baseline-40%TTF	0.006	0.348	0.015	0.070	0.320	0.969	0.005	0.281	0.352	0.197	0.062	0.349	0.171	0.229	0.313
Baseline-50%TTF	0.003	0.383	0.005	0.070	0.320	0.597	0.067	0.307	0.717	0.187	0.020	0.441	0.111	0.105	0.432
Baseline-60%TTF	<0.001	0.431	0.004	0.039	0.366	0.570	0.072	0.334	0.959	0.176	0.003	0.580	0.039	0.043	0.552
Baseline-70%TTF	<0.001	0.465	0.003	0.034	0.375	0.505	0.085	0.427	0.796	0.145	0.002	0.606	0.047	0.017	0.673
Baseline-80%TTF	<0.001	0.478	0.002	0.023	0.402	0.410	0.105	0.460	0.569	0.135	<0.001	0.704	0.025	0.008	0.757
Baseline-90%TTF	<0.001	0.500	0.001	0.020	0.411	0.367	0.114	0.460	0.501	0.135	<0.001	0.746	0.014	0.009	0.746
Baseline-100%TTF	<0.001	0.498	0.001	0.044	0.357	0.299	0.132	0.427	0.501	0.145	<0.001	0.851	0.002	0.010	0.737

Abbreviations: TTF, time-to-task failure. $p < 0.05$ value was considered statistically significant. ¹ Wilcoxon signed-rank test; ² Paired samples Student's *t*-test.

A sex influence was detected especially in the X-axis, with significant differences ($p < 0.05$) occurring earlier in the women (30%TTF, $p = 0.041$) than in the men (60%TTF, $p = 0.039$). In the Z-axis, significant differences occurred at 60%TTF, in both sexes (Table 3 and Figure 5).

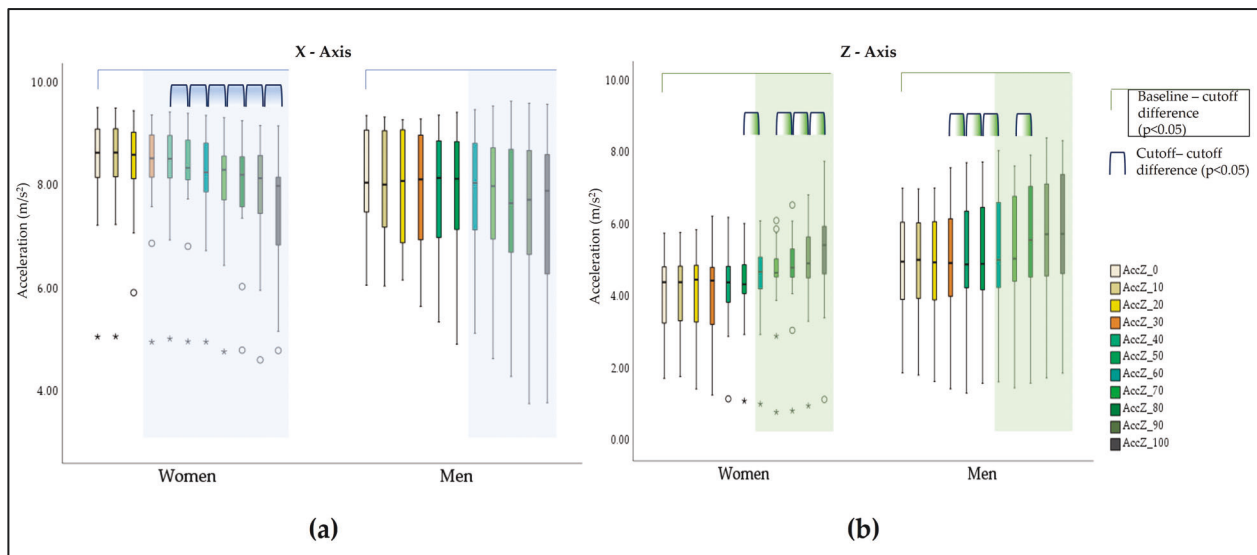


Figure 5. Sex-related differences in relation to baseline and between cutoffs in the X-axis (a) and the Z-axis (b). Values more than three IQR's from the end of the box are labeled as extreme cases and denoted with an asterisk (*). Values more than 1.5 IQR's but less than 3 IQR's from the end of the box are labeled as outliers (°).

Between consecutive cutoffs (Table 4), significant differences started between the 30–40%TTF cutoffs on the Z-axis ($p = 0.007$) with a moderate to large effect size and, between the 50–60%TTF cutoffs on the X-axis ($p = 0.005$) with a small to moderate effect size.

When looking for sex-related differences (Table 4 and Figure 5), we noticed that differences between cutoffs in the X-axis were significant only in the women and in the 40–50% and subsequent cutoffs. In the Z-axis, differences were found for the women in the second half of the activity, starting from the 50–60% cutoff, though in the men, significant differences were found from the 30–40% cutoff to the 50–60% and in the 70–80% cutoff.

The Y-axis showed no significant differences among baseline and across activity values or between consecutive cutoffs, except for the 40–50% cutoff where significant differences were identified with a small effect size. No influence of sex was identified.

A negative correlation was verified between the acceleration of the X- and Z-axes in all cutoffs. However, no significant correlation was detected between the Y-axis and the other axes (Table 5).

Table 4. X-, Y-, and Z-axes consecutive cutoff differences alongside the activity time.

	X-Axis					Y-Axis					Z-Axis						
	Total Sample p Value	Effect Size r	Women p Value	Effect Size r	Men p Value	Effect Size r	Total Sample p Value	Women p Value	Effect Size r	Men p Value	Effect Size r	Total Sample p Value ²	Effect Size Cohen's d	Women p Value	Effect Size Cohen's d	Men p Value	Effect Size Cohen's d
10–20%TTF	0.117	0.199	0.156	0.259	0.278	0.192	0.256	0.144	0.125	0.379	0.155	0.902	0.022	0.546	0.160	0.721	0.091
20–30%TTF	0.085	0.219	0.088	0.311	0.438	0.137	0.272	0.139	0.135	0.438	0.137	0.082	0.323	0.303	0.276	0.172	0.359
30–40%TTF	0.256	0.144	0.394	0.156	0.379	0.155	0.153	0.182	0.228	0.535	0.110	0.007	0.524	0.066	0.515	0.033	0.587
40–50%TTF	0.104	0.207	0.031	0.394	0.836	0.037	0.033	0.271	0.270	0.134	0.265	0.004	0.558	0.051	0.552	0.045	0.546
50–60%TTF	0.005	0.358	0.002	0.570	0.255	0.201	0.108	0.204	0.073	0.063	0.329	<0.001	0.917	0.001	1.053	0.006	0.794
60–70%TTF	0.030	0.276	0.017	0.435	0.501	0.119	0.117	0.199	0.052	0.070	0.320	0.239	0.216	0.164	0.380	0.637	0.120
70–80%TTF	0.002	0.403	0.009	0.477	0.063	0.329	0.126	0.194	0.104	0.179	0.238	<0.001	0.806	0.007	0.809	0.006	0.790
80–90%TTF	0.075	0.226	0.041	0.373	0.605	0.091	0.308	0.129	0.197	0.796	0.046	0.007	0.523	0.036	0.598	0.091	0.451
90–100%TTF	0.040	0.261	0.020	0.425	0.679	0.073	0.367	0.114	0.156	0.605	0.091	0.010	0.493	0.014	0.728	0.382	0.225

Abbreviations: TTF, time-to-task failure. ¹ $p < 0.05$ value was considered statistically significant. ² Paired samples Student's t -test.

Table 5. Correlation between the acceleration of the X- and Z-axes.

%TTF	Total Sample	Women	Men
Baseline	−0.851 ** 95% CI [−0.926, −0.712]	−0.821 ** 95% CI [−0.938, −0.533]	−0.909 ** 95% CI [−0.968, −0.753]
10%	−0.853 ** 95% CI [−0.927, −0.715]	−0.811 ** 95% CI [−0.934, −0.512]	−0.876 ** 95% CI [−0.956, −0.673]
20%	−0.869 ** 95% CI [−0.935, −0.744]	−0.854 ** 95% CI [−0.950, −0.608]	−0.874 ** 95% CI [−0.955, −0.668]
30%	−0.882 ** 95% CI [−0.941, −0.768]	−0.914 ** 95% CI [−0.971, −0.756]	−0.888 ** 95% CI [−0.960, −0.701]
40%	−0.877 ** 95% CI [−0.939, −0.759]	−0.871 ** 95% CI [−0.956, −0.648]	−0.915 ** 95% CI [−0.970, −0.768]
50%	−0.876 ** 95% CI [−0.938, −0.757]	−0.850 ** 95% CI [−0.949, −0.599]	−0.918 ** 95% CI [−0.971, −0.775]
60%	−0.874 ** 95% CI [−0.937, −0.753]	−0.846 ** 95% CI [−0.946, −0.583]	−0.929 ** 95% CI [−0.975, −0.804]
70%	−0.825 ** 95% CI [−0.912, −0.666]	−0.736 ** 95% CI [−0.906, −0.360]	−0.941 ** 95% CI [−0.979, −0.835]
80%	−0.864 ** 95% CI [−0.932, −0.735]	−0.782 ** 95% CI [−0.924, −0.451]	−0.941 ** 95% CI [−0.979, −0.835]
90%	−0.848 ** 95% CI [−0.924, −0.706]	−0.664 ** 95% CI [−0.877, −0.230]	−0.971 ** 95% CI [−0.990, −0.917]
100%	−0.882 ** 95% CI [−0.941, −0.768]	−0.739 ** 95% CI [−0.907, −0.365]	−0.979 ** 95% CI [−0.992, −0.939]

Spearman’s correlation coefficient (ρ). ** Statistically significant correlation $p < 0.01$ (2 tail). Abbreviations: TTF, time-to-task failure.

3.3. Time-to-task Failure

The average TTF was 474.52 s (Table 6). Sex analyses showed significant differences between the men and women, with the men having a longer activity time. In both cases, a high range of values and SD can be observed.

Table 6. TTF characterization.

	Total Sample Mean ± SD (Range)	Women Mean ± SD (Range)	Men Mean ± SD (Range)	p Value ¹	Effect Size Cohen’s d
TTF (sec)	474.52 ± 301.41 (128–1443)	369.60 ± 228.79 (128–1012)	572.88 ± 333.95 (286–1443)	0.037	0.706

Abbreviations: TTF, time-to-task failure; SD, standard deviation., $p < 0.05$ value was considered statistically significant. ¹ Independent samples Mann–Whitney U test.

3.4. Acceleration Variation and TTF

When investigating the existence of relations between acceleration and the time spent performing the task (TTF), no correlation was detected for the total sample. However, a sex analysis revealed a positive correlation in the men between TTF and the X-axis in the 10% to 60% cutoff and a negative correlation between TTF and the Y-axis in the 10% and 30% cutoff (Table 7). No correlation was found for the women.

Table 7. Correlation between the average acceleration and TTF.

Axis Cut-off	Men
X 10%	0.524 * 95% CI [0.022, 0.815]
X 20%	0.726 ** 95% CI [0.347, 0.902]
X 30%	0.656 ** 95% CI [0.222, 0.873]
X 40%	0.547 * 95% CI [0.054, 0.825]
X 50%	0.635 ** 95% CI [0.188, 0.864]
X 60%	0.503 * 95% CI [−0.006, 0.805]
Y 10%	−0.509 * 95% CI [−0.808, −0.001]
Y 30%	−0.603 * 95% CI [−0.850, −0.137]

Abbreviations: TTF, time-to-task failure. Spearman's correlation coefficient (ρ). * Statistically significant correlation $p < 0.05$ value; ** Statistically significant correlation $p < 0.01$ value (2 tail).

4. Discussion

Fatigability and the use of IMUs are becoming trends as clinical outcomes for measuring motor function and functional declines, though according to our understanding, there is no evidence that explores the use of IMUs and fatigability as outcomes in position-maintained isometric exercises of the upper limbs in the elderly.

This study aimed to understand how upper-limb kinetics behaves alongside activity time during a position-sustained isometric task and how it relates to performance fatigability. As hypothesized, there were kinematic changes in the acceleration behavior alongside the activity time in an ULPSIT, with differences between the sexes, especially in the second period of the exercise, and related to performance (TTF) in the men.

Despite participants being asked to perform a position-sustained isometric task (keeping the upper limb in the same position for as long as they could), it was possible to identify significant changes in average acceleration in the X- and Z-axes alongside activity time, indicative of motion of the upper limb in the sagittal plane and the shoulder extension direction, since the X-axis values decreased and the Z-axis values increased during activity time.

It is known that muscle fatigue leads to altered motor recruitment, and increased variability of force and movement [20,48,49], and that these changes are often associated with muscle fatigue [38] or the compensatory strategies that occur in the presence of fatigue, which gradually changed along the task time with the aim of relieving the effects of fatigue and maintaining performance for the maximum time possible [50,51].

Our acceleration data show movement in the sagittal plane which is in compliance with the findings of other authors for several types of upper-limb tasks (from simple to performance-based tasks) where the application of fatigue protocols produced kinematic changes and compensatory strategies involving the shoulder joint, which appears to prioritize performance rather than movement acuity.

In these studies, a reduction in the glenohumeral flexion, [19,51], an increase in the shoulder horizontal-abduction joint angles [46], changes in the trunk range of motion [19,46,51], and a combination of individual variations in the scapular kinematics to maintain an elevated shoulder position were observed, but also a decrease in movement accuracy during the task execution [20,52], with higher variability in movement trajectories in different axes [46,51].

The increasing variability in movement trajectories is also in accordance with our findings since an increasing acceleration variation was found that can be noted through standard deviation behavior, and in acceleration-variation ratio representation.

In the Y-axis, no significant statistical differences relating to baseline values or between cutoffs were detected, and neither was a significant correlation with other axes detected.

These findings may be associated with the high variability in acceleration behavior among participants as shown in the acceleration variation ratio representation. However, data visualization of acceleration on this axis showed a tendency to increase acceleration alongside activity time in the transversal plane, which is compatible with a movement tendency to horizontal adduction.

The increase in movement variability that may occur as neuromuscular fatigue progresses, involves time-course changes in interjoint and intermuscular coordination and leads to a lack of force control [52], and a rise in movement complexity [46,48].

This can be related to the changes in muscle recruitment [49] with a modification of muscle synergies, since the role of a fatigued muscle within a muscle synergy structure may change, producing adaptations in the recruitment of the remaining muscles in the synergy structure to compensate [53,54], but also in the cocontraction (agonist–antagonist) of the muscles around the shoulder joint, since the decrease of muscular cocontraction negatively influences movement endpoint accuracy and increases endpoint movement variability [18].

So, the central nervous system (CNS) tries to compensate for the internal distress by centrally rearranging its motor schemes to maintain optimal task performance [49], though higher variability in movement trajectories in different axes is expected [46,51], until task failure occurs, especially because the nervous system fails to keep up enough muscular activation [55].

In this study, sex-related differences were also found relating to average acceleration behavior in the X- and Z-axes. In the X-axis, acceleration variation became significant in the women at 30% of activity time and maintained a significant variation between cutoffs in all of the second halves of the activity; in the men, acceleration variation became significant only at 60% of activity time without significant differences between cutoffs.

In the Z-axis, acceleration variation became significant at the same timepoint for the men and women, though differences seem to have a major influence in the phase of activity in which variation of acceleration is more significant: in the middle third of the activity in the men and the second part of the activity in the women.

The sex-related findings suggest that movement adjustments occurred in different ways. In the women, changes in relation to baseline values occurred earlier, and in the X-axis, which may indicate greater differences than the ones identified for the men in the Z-axis, in the same activity phase, but between consecutive cutoffs, without a significant difference in relation to baseline values.

These findings may also suggest that the X-axis is more sensitive to changes in acceleration in relation to baseline values and the Z-axis is more sensitive to changes in acceleration between cutoffs since both axes are involved in movements in the sagittal plane.

As seen before, significant acceleration variability suggests greater variability in movement, which may indicate movement adjustments and an increase in movement variability, possibly associated with fatigue and caused by changes in muscle recruitment. Thus, the data obtained indicate that fatigue appeared in the women and the men in the same phase of activity, though with differences in the magnitude of adjustments.

It was possible to determine a positive correlation between the average acceleration in the X-axis and the TFF, between 10% and 60% TFF, despite the variation in acceleration not being significant until 60% TFF. This may indicate that, in the men, minor adjustment movements occur in an early phase, and were sufficient to increase activity time and, consequently, performance. This is supported by the fact that the men showed a higher TFF compared to the women, suggesting greater fatigability of performance in the women than in the men.

Our findings were not in accordance with the evidence from previous research that has shown that usually, men were more fatigable than women when performing isometric contractions at low to moderate intensities [56–59] and that older subjects were less fatigable than young subjects for upper- and lower-limb muscles for an isometric-contraction fatiguing task at the same relative intensity [52,60].

However, it is well known that these discrepancies are task specific [57,61], rely on the details and demands of the task [17], and are associated with anatomical, biomechanical, and physiological factors [17,42,56,62,63].

This may justify our findings since factors that may have contributed to fatigue in this task may not be critical to another. Another possibility is related to the low number of subjects in each sex group which may have conditioned the results obtained. Therefore, future studies should address a larger number of participants of both sexes in order to verify (or not) these results.

This research provides findings about acceleration behavior during an upper-limb position-sustained isometric task in a sample of elderly people, which is an important step to predict fatigue early and reduce the potentially harmful effects of upper-limb isometric tasks in this population.

However, its findings should be read in the context of some limitations that are acknowledged. First, the randomization sampling procedure should be carried out with a greater sample to reduce sample bias and clarify some of the results obtained. Second, since TTF is dependent on the will of the participants to maintain (or not) the task, and is related to perceived fatigability [14,42], TTF may be underestimated for some participants. So, in future studies, it would be important to add other performance and perceived fatigability outcomes to check the perceptual influence on performance. Third, IMU-related limitations such as soft-tissue artifacts, magnetic disturbance [30], and lack of standardization on sensor placement [34] can negatively influence data accuracy. To reduce these limitations, IMU placement was standardized and applied always by the same investigator, using double-sided tape to reduce soft-tissue artifacts. The IMU calibration procedure was carried out, and laboratory conditions were maintained in order to reduce magnetic oscillations. Other IMU-related limitations, such as drift and the gimbal-lock phenomenon, were avoided by the task position that was used and also since no angular features were used. However, in the future, it would be interesting to use an IMU system to measure the orientation behavior of the upper limb and other kinematic features during ULPSIT.

This research has some strengths. Our sample was composed of men and women, giving the chance to explore sex's influence on the results. We studied the average acceleration data extracted from the IMU, with a simple data-processing procedure, which means that this study protocol can be easily used and replicated by professionals without high competence in data processing and in several environments, especially since today there are commercially available instruments, such as smartwatches and smartphones, that also include accelerometers.

In elderly people, it is essential to detect high-fatigability status early and to develop specific measurements and activities that can respond to the necessity of this population, delaying frailty and fatigue appearance, and increasing their self efficacy and functional performance.

Considering that we found that the average acceleration variations that occur during a ULPSIT are compatible with fatigue-related movement adjustments, upper-limb acceleration measured through a single IMU can be a useful and easy strategy to identify fatigue early. However, studies are needed that relate these results with perceived fatigability and neuromuscular measurements simultaneously.

5. Conclusions

The results of this research showed that a simple kinematic protocol based on one IMU module is capable of detecting changes in acceleration behavior during an upper-limb position-sustained isometric task, indicative of movement of the upper limb in the sagittal plane (in the direction of shoulder extension), especially in the second part of the task, and increasing variability in movement alongside activity time.

The results also showed that average acceleration variation differed between men and women, with the women having major adjustments sooner than the men, which can indicate that fatigue appeared first in the women. This is supported by the fact that, in

this group, there is a lower TFF compared to the men, suggesting greater performance fatigability in the women. TFF was positively related to average acceleration only in the men, where minor adjustment movements in the Z-axis occurred in an early phase, though apparently sufficient to increase activity time and, consequently, performance.

These findings suggest that a simple IMU module can be used as a valuable instrument in rehabilitation and sports environments to early identify fatigue-related changes in the acceleration of the upper limb, be able to modify strategies, and enhance the performance of the elderly. However, some limitations have been identified related to sampling and the influence of perceived fatigability, so future studies should address the use of larger and random samples and the use of perceived fatigability outcomes and other performance fatigability outcomes. In addition, the use of an IMU system, with more modules, may allow the measurement of other kinematic features during ULSPIT, such as orientation through pitch, roll, and yaw angles).

Author Contributions: Conceptualization, H.S.-M., E.M.-J., I.C.-H., A.D., A.J.M., R.B.M., J.M.B., D.L.-L. and J.G.-S.; methodology, H.S.-M., E.M.M.-J., I.C.-H., A.D., A.J.M., R.B.M., J.M.B., D.L.-L. and J.G.-S.; formal analysis, H.S.-M., E.M.M.-J., A.D., J.M.B. and D.L.-L.; investigation, H.S.-M., E.M.M.-J., I.C.-H., A.D., A.J.M., R.B.M., J.M.B., D.L.-L. and J.G.-S.; data curation, H.S.-M., A.J.M. and R.B.M.; writing—original draft preparation, H.S.-M., E.M.M.-J., I.C.-H., A.D., A.J.M., R.B.M., D.L.-L. and J.G.-S.; writing—review and editing, H.S.-M., E.M.M.-J., I.C.-H., A.D., A.J.M., R.B.M., J.M.B., D.L.-L. and J.G.-S. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki, and approved on 5 March 2021, by Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa-Lisboa Ethics Committee, in Lisbon, Portugal (ESSCVP-EC_01/2021) and was prospectively registered at [ClinicalTrials.gov](https://clinicaltrials.gov) (NCT04938791).

Informed Consent Statement: Written informed consent was obtained from all participants involved in the study.

Data Availability Statement: The dataset supporting the conclusions of this article is available upon request to h.smigueis@udc.es in the Research, Health and Podiatry Group, Department of Health Sciences, Faculty of Nursing and Podiatry.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Murofushi, K.; Yamaguchi, D.; Hirohata, K.; Furuya, H.; Mitomo, S. Variations in Upper Limb and Trunk Muscles Activation during Isometric Exercises with or without Exertion of Control. *Isokinet. Exerc. Sci.* **2022**, *30*, 251–258. [[CrossRef](#)]
2. Sarmiento, A.O.; Santos, A.d.C.; Trombetta, I.C.; Dantas, M.M.; Oliveira Marques, A.C.; do Nascimento, L.S.; Barbosa, B.T.; dos Santos, M.R.; Andrade, M.d.A.; Jaguaribe-Lima, A.M.; et al. Regular Physical Exercise Improves Cardiac Autonomic and Muscle Vasodilatory Responses to Isometric Exercise in Healthy Elderly. *Clin. Interv. Aging* **2017**, *12*, 1021–1028. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Lemley, K.J.; Drewek, B.; Hunter, S.K.; Hoeger Bement, M.K. Pain Relief after Isometric Exercise Is Not Task-Dependent in Older Men and Women. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2014**, *46*, 185–191. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
4. Enoka, R.M.; Baudry, S.; Rudroff, T.; Farina, D.; Klass, M.; Duchateau, J. Unraveling the Neurophysiology of Muscle Fatigue. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2011**, *21*, 208–219. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
5. Velloso, M.; do Nascimento, N.H.; Gazzotti, M.R.; Jardim, J.R. Evaluation of Effects of Shoulder Girdle Training on Strength and Performance of Activities of Daily Living in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *Int. J. COPD* **2013**, *8*, 187–192. [[CrossRef](#)]
6. Panka, G.F.L.; Oliveira, M.M.; França, D.C.; Parreira, V.F.; Britto, R.R.; Velloso, M. Ventilatory and Muscular Assessment in Healthy Subjects during an Activity of Daily Living with Unsupported Arm Elevation. *Rev. Bras. Fisioter.* **2010**, *14*, 337–343. [[CrossRef](#)]
7. Frykholm, E.; Lima, V.P.; Selander, H.V.; Nyberg, A.; Janaudis-Ferreira, T. Physiological and Symptomatic Responses to Arm versus Leg Activities in People with Chronic Obstructive Pulmonary Disease: A Systematic Review and Meta-Analysis. *COPD: J. Chronic Obstr. Pulm. Dis.* **2019**, *16*, 390–405. [[CrossRef](#)]
8. Tiller, N.B.; Campbell, I.G.; Romer, L.M. Influence of Upper-Body Exercise on the Fatigability of Human Respiratory Muscles. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2017**, *49*, 1461–1472. [[CrossRef](#)]

9. Dupuis, F.; Sole, G.; Mercier, C.; Roy, J.S. Impact of Fatigue at the Shoulder on the Contralateral Upper Limb Kinematics and Performance. *PLoS ONE* **2022**, *17*, e0266370. [[CrossRef](#)]
10. Cowley, J.C.; Gates, D.H. Proximal and Distal Muscle Fatigue Differentially Affect Movement Coordination. *PLoS ONE* **2017**, *12*, e0712835. [[CrossRef](#)]
11. Wu, R.; Ditroilo, M.; Delahunt, E.; de Vito, G. Age Related Changes in Motor Function (II) Decline in Motor Performance Outcomes. *International Journal of Sports Medicine. Int. J. Sport Med.* **2021**, *42*, 215–226. [[CrossRef](#)]
12. Hassan, A.S.; Fajardo, M.E.; Cummings, M.; Mcpherson, L.M.; Negro, F.; Dewald, J.P.A.; Heckman, C.J.; Pearcey, G.E.P. Estimates of Persistent Inward Currents Are Reduced in Upper Limb Motor Units of Older Adults. *J. Physiol.* **2021**, *599*, 4865–4882. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Wu, R.; de Vito, G.; Delahunt, E.; Ditroilo, M. Age-Related Changes in Motor Function (I) Mechanical and Neuromuscular Factors. *International Journal of Sports Medicine. Int. J. Sport Med.* **2020**, *41*, 709–719. [[CrossRef](#)]
14. Enoka, R.M.; Duchateau, J. Translating Fatigue to Human Performance. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2016**, *48*, 2228–2238. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. Gruet, M. Fatigue in Chronic Respiratory Diseases: Theoretical Framework and Implications for Real-Life Performance and Rehabilitation. *Front. Physiol.* **2018**, *9*, 1285. [[CrossRef](#)]
16. Loy, B.D.; Taylor, R.L.; Fling, B.W.; Horak, F.B. Relationship between Perceived Fatigue and Performance Fatigability in People with Multiple Sclerosis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Psychosom. Res.* **2017**, *100*, 1–7. [[CrossRef](#)]
17. Hunter, S.K. Performance Fatigability: Mechanisms and Task Specificity. *Cold Spring Harb. Perspect. Med.* **2018**, *8*, a029728. [[CrossRef](#)]
18. Missenard, O.; Mottet, D.; Perrey, S. The Role of Cocontraction in the Impairment of Movement Accuracy with Fatigue. *Exp. Brain Res.* **2008**, *185*, 151–156. [[CrossRef](#)]
19. Dupuis, F.; Sole, G.; Wassinger, C.; Biemann, M.; Bouyer, L.J.; Roy, J.S. Fatigue, Induced via Repetitive Upper-Limb Motor Tasks, Influences Trunk and Shoulder Kinematics during an Upper Limb Reaching Task in a Virtual Reality Environment. *PLoS ONE* **2021**, *16*, e0249403. [[CrossRef](#)]
20. Forman, D.A.; Forman, G.N.; Mugnosso, M.; Zenzeri, J.; Murphy, B.; Holmes, M.W.R. Sustained Isometric Wrist Flexion and Extension Maximal Voluntary Contractions Similarly Impair Hand-Tracking Accuracy in Young Adults Using a Wrist Robot. *Front. Sports Act. Living* **2020**, *2*, 53. [[CrossRef](#)]
21. Pedersen, J.; Lönn, J.; Hellström, F.; Djupsjöbacka, M.; Johansson, H. Localized Muscle Fatigue Decreases the Acuity of the Movement Sense in the Human Shoulder. *Med. Sci. Sports Exerc.* **1999**, *31*, 1047–1052. [[CrossRef](#)]
22. Gribble, P.L.; Mullin, L.I.; Cothros, N.; Mattar, A. Role of Cocontraction in Arm Movement Accuracy. *J. Neurophysiol.* **2003**, *89*, 2396–2405. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
23. Tani, Y.; Naniwa, T.; Nishii, J. Optimal Reaching Trajectories Based on Feedforward Control. *Biol. Cybern.* **2022**, *116*, 517–526. [[CrossRef](#)]
24. Jiang, Y.; Hernandez, V.; Venture, G.; Kulić, D.; Chen, B.K. A Data-Driven Approach to Predict Fatigue in Exercise Based on Motion Data from Wearable Sensors or Force Plate. *Sensors* **2021**, *21*, 1499. [[CrossRef](#)]
25. Lebel, K.; Boissy, P.; Hamel, M.; Duval, C. Inertial Measures of Motion for Clinical Biomechanics: Comparative Assessment of Accuracy under Controlled Conditions—Effect of Velocity. *PLoS ONE* **2013**, *8*, e79945. [[CrossRef](#)]
26. Wang, H.; Refai, M.I.M.; van Beijnum, B.J.F. Measuring Upper-Extremity Use with One IMU. In Proceedings of the 12th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies—BIOSIGNALS, Prague, Czech Republic, 22–24 February 2019; pp. 93–100. [[CrossRef](#)]
27. Marotta, L.; Scheltinga, B.L.; van Middelaar, R.; Bramer, W.M.; van Beijnum, B.J.F.; Reenalda, J.; Buurke, J.H. Accelerometer-Based Identification of Fatigue in the Lower Limbs during Cyclical Physical Exercise: A Systematic Review. *Sensors* **2022**, *22*, 3008. [[CrossRef](#)]
28. Rudigkeit, N.; Paulich, M.; Schepers, M.; Bellusci, G. *Xsens MTw Awinda: Miniature Wireless Inertial-Magnetic Motion Tracker for Highly Accurate 3D Kinematic Applications*; Xsens: Enschede, The Netherlands, 2018. [[CrossRef](#)]
29. Zhang, G.; Wong, I.K.K.; Chen, T.L.W.; Hong, T.T.H.; Wong, D.W.C.; Peng, Y.; Yan, F.; Wang, Y.; Tan, Q.; Zhang, M. Identifying Fatigue Indicators Using Gait Variability Measures: A Longitudinal Study on Elderly Brisk Walking. *Sensors* **2020**, *20*, 6983. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
30. Henschke, J.; Kaplick, H.; Wochatz, M.; Engel, T. Assessing the Validity of Inertial Measurement Units for Shoulder Kinematics Using a Commercial Sensor-Software System: A Validation Study. *Health Sci. Rep.* **2022**, *5*, e772. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
31. Schwarz, A.; Kanzler, C.M.; Lamercy, O.; Luft, A.R.; Veerbeek, J.M. Systematic Review on Kinematic Assessments of Upper Limb Movements after Stroke. *Stroke* **2019**, *50*, 718–727. [[CrossRef](#)]
32. Hughes, C.M.L.; Tran, B.; Modan, A.; Zhang, X. Accuracy and Validity of a Single Inertial Measurement Unit-Based System to Determine Upper Limb Kinematics for Medically Underserved Populations. *Front. Bioeng. Biotechnol.* **2022**, *10*, 918617. [[CrossRef](#)]
33. Morrow, M.M.B.; Lowndes, B.; Fortune, E.; Kaufman, K.R.; Hallbeck, M.S. Validation of Inertial Measurement Units for Upper Body Kinematics. *J. Appl. Biomech.* **2017**, *33*, 227–232. [[CrossRef](#)]
34. Höglund, G.; Grip, H.; Öhberg, F. The Importance of Inertial Measurement Unit Placement in Assessing Upper Limb Motion. *Med. Eng. Phys.* **2021**, *92*, 1–9. [[CrossRef](#)]

35. Poitras, I.; Dupuis, F.; Biemann, M.; Campeau-Lecours, A.; Mercier, C.; Bouyer, L.J.; Roy, J.S. Validity and Reliability of wearable Sensors for Joint Angle Estimation: A Systematic Review. *Sensors* **2019**, *19*, 1555. [[CrossRef](#)]
36. Guo, C.C.; Chiesa, P.A.; de Moor, C.; Fazeli, M.S.; Schofield, T.; Hofer, K.; Belachew, S.; Scotland, A. Digital Devices for Assessing Motor Functions in Mobility Impaired and Healthy Populations: A Systematic Literature Review. *J. Med. Internet Res.* **2022**, *24*, e37683. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
37. Cui, J.W.; Li, Z.G.; Du, H.; Yan, B.Y.; Lu, P.D. Recognition of Upper Limb Action Intention Based on IMU. *Sensors* **2022**, *22*, 1954. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
38. Moyen-Sylvestre, B.; Goubault, É.; Begon, M.; Côté, J.N.; Bouffard, J.; Dal Maso, F. Power Spectrum of Acceleration and Angular Velocity Signals as Indicators of Muscle Fatigue during Upper Limb Low-Load Repetitive Tasks. *Sensors* **2022**, *22*, 8008. [[CrossRef](#)]
39. Goubault, E.; Verdugo, F.; Bailly, F.; Begon, M.; Dal Maso, F. *Inertial Measurement Units and Partial Least Square Regression to Predict Perceived 1 Exertion during Repetitive Fatiguing Piano Tasks*; Elsevier: Amsterdam, The Netherlands, 2022. [[CrossRef](#)]
40. Moher, D.; Hopewell, S.; Schulz, K.F.; Montori, V.; Gøtzsche, P.C.; Devereaux, P.J.; Elbourne, D.; Egger, M.; Altman, D.G. CONSORT 2010 Explanation and Elaboration: Updated Guidelines for Reporting Parallel Group Randomised Trials. *BMJ* **2010**, *340*, c869. [[CrossRef](#)]
41. Review, C.; Communication, S.; Principles, G. World Medical Association Declaration of Helsinki: Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects. *J. Am. Coll. Dent.* **2014**, *81*, 14–18. [[CrossRef](#)]
42. Silva-Migueis, H.; Martínez-Jiménez, E.M.; Casado-Hernández, I.; Dias, A.; Monteiro, A.J.; Martins, R.B.; Romero-Morales, C.; López-López, D.; Gómez-Salgado, J. Influence of an Upper Limb Isometric Task in Perceived and Performance Fatigability of Elderly Subjects: A Quasi-Experimental Study. *Biology* **2022**, *11*, 1175. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
43. Schepers, M.; Giuberti, M.; Bellusci, G. *Xsens MVN: Consistent Tracking of Human Motion Using Inertial Sensing*; Xsens: Enschede, The Netherlands, 2018. [[CrossRef](#)]
44. Roetenberg, D.; Luinge, H.; Slycke, P. *Xsens MVN: Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors*; Xsens: Enschede, The Netherlands, 2013; Volume 3.
45. Provot, T.; Najdem, A.; Valdes-Tamayo, L.; Chimentin, X. Impact of Exhaustion Level on Tibial Acceleration Signature of Amateur Runners. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* **2020**, *23*, S241–S243. [[CrossRef](#)]
46. Yang, C.; Bouffard, J.; Srinivasan, D.; Ghayourmanesh, S.; Cantú, H.; Begon, M.; Côté, J.N. Changes in Movement Variability and Task Performance during a Fatiguing Repetitive Pointing Task. *J. Biomech.* **2018**, *76*, 212–219. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
47. Gao, G.; Li, Z.; Huan, Z.; Chen, Y.; Liang, J.; Zhou, B.; Dong, C. Human Behavior Recognition Model Based on Feature and Classifier Selection. *Sensors* **2021**, *21*, 7791. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
48. Cowley, J.C.; Gates, D.H. Inter-Joint Coordination Changes during and after Muscle Fatigue. *Hum. Mov. Sci.* **2017**, *56*, 109–118. [[CrossRef](#)]
49. Monjo, F.; Terrier, R.; Forestier, N. Muscle Fatigue as an Investigative Tool in Motor Control: A Review with New Insights on Internal Models and Posture-Movement Coordination. *Hum. Mov. Sci.* **2015**, *44*, 225–233. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
50. McDonald, A.C.; Mulla, D.M.; Keir, P.J. Muscular and Kinematic Adaptations to Fatiguing Repetitive Upper Extremity Work. *Appl. Ergon.* **2019**, *75*, 250–256. [[CrossRef](#)]
51. Tse, C.T.F.; McDonald, A.C.; Keir, P.J. Adaptations to Isolated Shoulder Fatigue during Simulated Repetitive Work. Part I: Fatigue. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2016**, *29*, 34–41. [[CrossRef](#)]
52. Pethick, J.; Tallent, J. The Neuromuscular Fatigue-Induced Loss of Muscle Force Control. *Sports* **2022**, *10*, 184. [[CrossRef](#)]
53. Thomas, S.J.; Castillo, G.C.; Topley, M.; Paul, R.W. The Effects of Fatigue on Muscle Synergies in the Shoulders of Baseball Players. *Sports Health* **2022**, *15*, 282–289. [[CrossRef](#)]
54. Ortega-Auriol, P.A.; Besier, T.F.; Byblow, W.D.; McMorland, A.J.C. Fatigue Influences the Recruitment, but Not Structure, of Muscle Synergies. *Front. Hum. Neurosci.* **2018**, *12*, 217. [[CrossRef](#)]
55. Palomino, D.P.; Torres Pareja, M.; Mateos, L.M.; Mendoza Láiz, N. The Isometric Muscle Contraction Tasks or Repetitive Movements to Evaluate the Effects of Fatigue. A Systematic Review. *Arch. Med. Deporte* **2018**, *35*, 326–332.
56. Hunter, S.K. Sex Differences in Human Fatigability: Mechanisms and Insight to Physiological Responses. *Acta Physiol.* **2014**, *210*, 768–789. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
57. Hunter, S.K. The Relevance of Sex Differences in Performance Fatigability. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2016**, *48*, 2247–2256. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
58. Hunter, S.K.; Enoka, R.M. Sex Differences in the Fatigability of Arm Muscles Depends on Absolute Force during Isometric Contractions. *J. Appl. Physiol.* **2001**, *91*, 2686–2694. [[CrossRef](#)]
59. Bouffard, J.; Yang, C.; Begon, M.; Côté, J. Sex Differences in Kinematic Adaptations to Muscle Fatigue Induced by Repetitive Upper Limb Movements. *Biol. Sex Differ.* **2018**, *9*, 17. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
60. Zijdwind, I.; Hyngstrom, A.; Hunter, S. Editorial: Fatigability and Motor Performance in Special and Clinical Populations. *Front. Physiol.* **2021**, *11*, 2020–2022. [[CrossRef](#)]
61. Ansdell, P.; Brownstein, C.G.; Škarabot, J.; Hicks, K.M.; Howatson, G.; Thomas, K.; Hunter, S.K.; Goodall, S. Sex Differences in Fatigability and Recovery Relative to the Intensity–Duration Relationship. *J. Physiol.* **2019**, *597*, 5577–5595. [[CrossRef](#)]

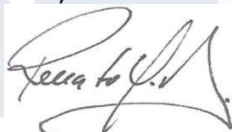
62. Budhota, A.; Tommasino, P.; Hussain, A.; Campolo, D. Identification of Shoulder Muscle Synergies in Healthy Subjects during an Isometric Task. *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot* **2017**, *2017*, 134–139. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
63. Avin, K.G.; Naughton, M.R.; Ford, B.W.; Moore, H.E.; Monitto-Webber, M.N.; Stark, A.M.; Gentile, A.J.; Law, L.A.F. Sex Differences in Fatigue Resistance Are Muscle Group Dependent. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2010**, *42*, 1943–1950. [[CrossRef](#)]

Disclaimer/Publisher’s Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

DECLARATION

This declaration is to affirm that the article RAMB-2023-0924.R2, entitled ***Assessment and indicators of kinematic Behavior and perceived Fatigability in elderly Performing an Isometric Task***, authored by Helena Silva-Migueis, Eva María Martínez-Jimenez, Israel Casado-Hernández, Adriano Dias, Ana Julia Monteiro; Rodrigo B. Martins, Joao Marcos-Bernardes, Daniel López-López and Juan Gómez-Salgado, was accepted to be published in this journal, awaiting, at the moment, programming for its publication.

São Paulo, October 6, 2023



Dr. Renato Delascio Lopes
Editor in Chief - Journal of the Brazilian Medical Association



Assessment and indicators of kinematic Behavior and perceived Fatigability in elderly Performing an Isometric Task.

Journal:	<i>Revista da Associação Médica Brasileira</i>
Manuscript ID	RAMB-2023-0924.R2
Manuscript Type:	Original Study
Date Submitted by the Author:	25-Sep-2023
Complete List of Authors:	Silva-Migueis, Helena; Universidade da Coruña Martínez-Jimenez, Eva María; Universidad Complutense de Madrid Casado-Hernández, Israel ; Universidad Alfonso X El Sabio, Podiatry Dias, Adriano; Universidade Estadual Paulista Monteiro, Ana Julia; Universidade da Coruna Martins, Rodrigo; Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa Marcos-Bernardes, Joao; Universidade Estadual Paulista López López, Daniel; Universidade da Coruña, Health Sciences Gómez-Salgado, Juan; Department of Sociology, Social Work and Public Health, Faculty of Labour Sciences, University of Huelva, 21071 Huelva, Spain
Keyword:	isometric activity, injury, musculoskeletal disorders, functional performance, wearable technologies

SCHOLARONE™
Manuscripts

1 *Article*2 **Kinematic Behavior and Perceived Fatigability in Elderly individuals during**
3 **isometric Task: Assessment and Indicators.**

4
5
6 **Summary: Objective:** To investigate the relationship between upper limb
7 kinetics and perceived fatigability (PcFat) in older individuals during an upper
8 limb position sustained isometric task (ULPSIT). **Methods:** Thirty-one elderly
9 participants, 16 men (72.94± 4.49 years) and 15 women (72.27 ± 6.05 years),
10 performed a ULPSIT. Upper limb acceleration was measured using an Inertial
11 measurement unit (IMU). PcFat was measured using the Borg CR10 scale.
12 **Results:** Higher mean acceleration (mA) in the X-axis throughout the activity was
13 associated with higher final PcFat scores. Moderate correlations were observed
14 between PcFat variation and mA cutoffs in all axes during the second half of the
15 activity. In women, significant correlations were found between all PcFat cutoffs
16 and mA in Y and X-axes. However, in men, the relationships between PcFat
17 variation and mA were more extensive and stronger. **Conclusions:** The
18 acceleration pattern of the upper limb is linked to PcFat scores and variation, with
19 differences between sexes. Monitoring upper limb acceleration using a single
20 IMU can be a useful and straightforward method for identifying individuals who
21 may be at risk of experiencing high perceived fatigability or task failure.

22 **Keywords:** fatigue; aged; upper extremity; isometric activity; accelerometry;
23 symptom assessment.

1. Introduction

Perceived fatigability (PcFat) refers to the subjective sensation of weariness, increasing effort, and a mismatch between effort expended and actual performance in the context of a specific activity. It reflects the changes in sensations that regulate an individual's well-being and depends on both the physiological capacity of the body to maintain homeostasis and the individual's psychological state ¹.

The determinants of perceived motor fatigability can be categorized into three dimensions: a) the perceptual-discriminatory dimension; b) the affective-motivational dimension.; c) the cognitive-evaluative dimension. The three dimensions of this framework interact with each other ².

Performance fatigability, on the other hand, is described as a “decline in an objective measure of physical performance over a discrete period”. It is influenced by muscle contractile function and the central nervous system's ability to meet the demands of task ¹.

As dimensions of fatigue, the interdependence between performance and perceived fatigability is highlighted and both contribute to the overall experience of fatigue that can be modulated by different factors, including age, sex, presence of diseases, level of fitness, and specific characteristics of the tasks being performed ³.

In older individuals, fatigue's prevalence is high and can significantly impact their ability to perform activities of daily living ⁴, reduce social interaction ⁵, and predict later health services usage ⁶ and mortality ⁷.

Even in the absence of disability, aged skeletal muscle is expected to become slower, weaker, and reveal a powerful decrease in the efficiency of voluntary contractions, also being less stable in the course of the efficiency of isometric contractions, especially at low force rates ⁸.

1
2
3
4 1 Particularly, upper limb position-sustained tasks, impose additional
5
6 2 ventilatory and postural loads on the thoracic complex⁹ leading to modifications
7
8 3 in breathing patterns and upper limb kinematics¹⁰.

9
10 4 Isometric activity, such as position-sustained tasks, can play a crucial role in
11
12 5 recreational, sports, and rehabilitation plans, especially in the aging population,
13
14 6 since isometric activities offer benefits such as improved joint stability, lower
15
16 7 blood pressure, and reduced overall pain¹¹.

17
18 8 Since fatigability can also manifest as decreased movement accuracy,
19
20 9 impaired proprioception acuity, and reduced co-contraction during precision
21
22 10 movements¹², a biomechanical approach can help identify fatigue-related
23
24 11 changes in movement patterns over time¹³

25
26 12 Up to now, the study of kinematic changes caused by fatigue involves
27
28 13 optoelectronic or equivalent motion-capture systems. However, Inertial motion
29
30 14 units (IMUs) have emerged as non-intrusive and portable devices for kinematic
31
32 15 assessment. They combine information from accelerometers, gyroscopes, and
33
34 16 magnetometers to provide continuous and accurate orientation output for real-
35
36 17 time applications and daily-life environments¹⁴. Their validity and inter-system
37
38 18 agreement have been demonstrated¹⁵.

39
40 19 Considering this, understanding the relationship between upper limb
41
42 20 kinematics and PcFat during a position-sustained isometric task is essential to
43
44 21 understand if and how the kinematic behavior of the upper limb relates to the
45
46 22 subjective experience of fatigue.

47
48 23 Therefore, this study aims to investigate the relationship between PcFat and
49
50 24 upper limb kinematic behavior during an upper limb position-sustained
51
52 25 isometric task (ULPSIT), according to the hypothesis: Perceived fatigability
53
54 26 evolution is associated with upper limb acceleration throughout the activity
55
56 27 duration.

2. Materials and Methods

2.1. Design and sample

A quasi-experimental research was conducted in accordance with the protocol approved by ESSCVP– Lisboa Ethics Committee, Portugal and registered at ClinicalTrials.gov (NCT04938791).

The study comprised 31 elderly participants (72.61 ± 5.23 years old), 16 men (72.94 ± 4.49 years old) and 15 women (72.27 ± 6.05 years old), who resided in the community. To be eligible for inclusion in the study, participants had to be apparently healthy and above 65 years of age. However, individuals with the following conditions were excluded¹⁷: 1) history of cardiovascular, and/or respiratory disease, hypertension, exercise intolerance, 2) cognitive or neurological disorders, 3) Body Mass Index ≥ 40 ; or 4) neuromuscular or orthopedic disorder.

2.2. Inertial Measurement Unit (IMU) and Perceived Fatigability

The 3D acceleration of the upper limb was captured using one IMU (MTw Awinda, The Netherlands). The orientation of the IMU was computed using the Xsens Kalman Filter for a 3 degrees-of-freedom (3DoF) orientation known as Human Motion (XKF3hm).

These IMUs (MTw units) utilize advanced signal processing techniques to handle raw data and incorporate StrapDown Integration (SDI) algorithms¹⁸. These units transmit the data wirelessly through an Awinda Station (Xsens Technologies B.V., Enschede, Netherlands) to a recording PC. The data were recorded at a sampling rate of 100Hz, ensuring precise sampling even though the units have the capability to sample at rates higher than 1kHz.

For data visualization and recording, the MT Manager software version 4.4.0 (Xsens, Enschede, Netherlands) was employed.

1 The activity-related perceived fatigability was evaluated using the
2 Portuguese Borg 10-point category-ratio scale (Borg CR10 Scale®). This scale is a
3 widely recognized general intensity scale with category-ratio properties and is
4 utilized to assess subjective sensations of exertion, including local fatigue,
5 breathlessness, dyspnea, discomfort, and pain.

6 *2.3. Research procedure*

7 Initially, subjects were weighed and measured, and they were then asked to
8 complete a brief survey to provide additional personal information. Following
9 the questionnaire, participants were given a five-minute rest period in a
10 comfortable chair.

11 Furthermore, the positioning of the Inertial Measurement Unit (IMU) was
12 performed. The IMU was placed on the external side of the humerus of the
13 dominant arm (right arm). Its reference coordinate system was configured to
14 have the X-axis pointing forward, the Y-axis pointing upwards, and the Z-axis
15 pointing laterally, perpendicular to the sagittal plane. Double-sided tape was
16 used to minimize any soft tissue artifacts ¹⁹.

17 Following the preparatory procedures, participants were instructed to
18 perform a specific task involving the flexion of their upper arm until it reached a
19 90° angle, with their hands facing each other, similar to the position used in a
20 previous study ²⁰. They were instructed to maintain this posture for as long as
21 possible.

23 *2.4. Data Processing and Statistical Analysis*

24 For the demographic and anthropometric variables of the sample and all
25 variables of the study were analyzed. The mean, SD, maximum, and minimum
26 values of these variables were calculated.

1
2
3
4 1 Either Student's t-test for independent samples (parametric test suitable for
5
6 2 normal distribution) or the Mann-Whitney U test (counterpart test for
7
8 3 nonparametric distribution) was used, depending on the nature of the variable.
9
10 4 The Shapiro-Wilk normality test with a significance level set at $p > 0.05$ was used
11
12 5 for decision-making. The Levene's test was conducted to assess the equality of
13
14 6 variances.

15
16 7 Spearman's correlation coefficient was calculated to measure the strength
17
18 8 and direction of association between all variables.

19
20 9 The statistical analyses were performed using SPSS statistical software,
21
22 10 version 28.0. The significance level for all tests was set at $p < 0.05$, with a
23
24 11 confidence interval of 95%.

12 13 **3. Results**

14 *3.1. Sample Characterization*

15 *3.1.1. Demographic and anthropometric characteristics*

16 A detailed overview of the participants' demographic and anthropometric
17 characteristics is displayed in Table 1.

1 **Table 1.** Sample's demographic and anthropometric characteristics.

Sample characteristics	Total sample (n=31) Mean±SD (Range)	Women (n=15) Mean±SD (Range)	Men (n=16) Mean±SD (Range)	<i>p</i> value ¹	Effect Size Cohen's d
Age (years)	72.61 ± 5.23 (65 - 85)	72.27 ± 6.05 (65 - 85)	72.94 ± 4.49 (65 - 82)	0.727	0.126
Weight (kg)	73.18 ± 13.01 (48 - 100)	67.57 ± 12.37 (48 - 86.5)	78.44 ± 11.61 (57.90 - 100)	0.017	0.907
Height (m)	1.60 ± 0.08 (1.48 - 1.76)	1.54 ± 0.43 (1.48 - 1.64)	1.65 ± 0.06 (1.57 - 1.76)	< 0.001	2.116
BMI (kg/m ²)	28.71 ± 4.66 (21.57 - 37.94)	28.69 ± 5.30 (21.57 - 37.94)	28.74 ± 4.15 (23.42 - 35.61)	0.980	0.009

In all analyses, *p*<0.05 was considered statistically significant.

¹ Independent samples Student's T-test.

Abbreviations: BMI, body mass index; SD, standard deviation.

2

3.1.2. Sample's perceived fatigability status characterization

Table 2 provides data on two distinct statuses of PcFat: the variation PcFat in the first half of the activity (Δ PcFat 0-50%) and the second half of the activity (Δ PcFat 50-75%).

8 **Table 2.** Sample's fatigability characterization in different periods.

Sample characteristics	Total sample Mean±SD (Range)	<i>p</i> value	Effect Size Cohen's d	Women Mean±SD (Range)	Men Mean±SD (Range)	<i>p</i> value	Effect Size Cohen's d
PcFat Strong (%TTF)	66.95 ± 22.61 (20.79 - 100.00)	————	————	74.74 ± 19.89 (38.79 - 100.00)	59.65 ± 23.13 (20.79 - 100.00)	0.0621	0.698
Δ PcFat 0-50%	3.18 ± 2.15 (0.00 - 8.00)	0.016	0.306	2.57 ± 1.41 (0.00 - 5.00)	3.75 ± 2.59 (0.00 - 8.00)	0.129 ¹	0.562
Δ PcFat 50-100%	4.53 ± 1.99 (1.00 - 9.50)			4.63 ± 2.28 (1.00 - 9.50)	4.43 ± 1.74 (1.00 - 7.00)		
Weak PcFat (sec)	284.58 ± 168.42 (120.00 - 840.00)	0.004	0.368	258.69 ± 163.83 (120.00 - 780.00)	216.07 ± 174.28 (180.00 - 840.00)	0.232 ²	0.297
Strong PcFat (sec)	189.94 ± 224.19 (0.00 - 1143.00)			111.00 ± 100.89 (0.00 - 284.00)	263.98 ± 280.99 (0.00 - 1143.00)		

In all analyses, *p*<0.05 was considered statistically significant.

¹ Independent samples Student's T-test; ² Independent samples Mann-Whitney U test

Abbreviations: SD, standard deviation; PcFat, Perceived Fatigability; TTF, Time to Task Failure.

9

10

3.2. Upper limb Acceleration in X, Y and Z- axes and perceived fatigability

The results show a positive and statistically significant relationship between PcFat scores at 75% and 100% cutoffs and X-axis mA. Early relations were also detected between PcFat scores and Y axis mA in women, but no correlations were found for men. The correlation analysis is summarized in Table 3.

Table 3. Relation between acceleration in X, Y and Z axes and perceived fatigability scores in total sample and in women ¹

	Total sample	Women
PcFat 25%	—	Y10% ($\rho=0.596^*$, 95% CI [0.103, 0.853])
	—	Y20% ($\rho=0.555^*$, 95% CI [0.044, 0.836])
PcFat 50%	—	Y10% ($\rho=0.543^*$, 95% CI [0.026, 0.831])
	—	X50% ($\rho=0.535^*$, 95% CI [0.014, 0.827])
PcFat 75%	—	X60% ($\rho=0.542^*$, 95% CI [0.024, 0.827])
	—	X70% ($\rho=0.628^*$, 95% CI [0.154, 0.867])
	X100% ($\rho=0.377^*$, 95% CI [0.015, 0.651])	X80% ($\rho=0.644^{**}$, 95% CI [0.180, 0.873])
	—	X90% ($\rho=0.673^{**}$, 95% CI [0.229, 0.885])
	—	X100% ($\rho=0.544^*$, 95% CI [0.027, 0.831])
	—	X50% ($\rho=0.525^*$, 95% CI [0.000, 0.823])
PcFat 100%	X40% ($\rho=0.379^*$, 95% CI [0.170, 0.653])	X60% ($\rho=0.563^*$, 95% CI [0.055, 0.840])
	X50% ($\rho=0.395^*$, 95% CI [0.036, 0.663])	X70% ($\rho=0.589^*$, 95% CI [0.093, 0.851])
	X60% ($\rho=0.429^*$, 95% CI [0.077, 0.686])	X80% ($\rho=0.518^*$, 95% CI [-0.010, 0.820])
	X70% ($\rho=0.454^*$, 95% CI [0.108, 0.702])	X90% ($\rho=0.591^*$, 95% CI [0.096, 0.851])
	X80% ($\rho=0.415^*$, 95% CI [0.061, 0.677])	X100% ($\rho=0.675^{**}$, 95% CI [0.233, 0.886])
	X90% ($\rho=0.441^*$, 95% CI [0.091, 0.693])	X100% ($\rho=0.675^{**}$, 95% CI [0.233, 0.886])
X100% ($\rho=0.504^{**}$, 95% CI [0.171, 0.733])		

*Statistically significant correlation $p<0.05$ (2 tail); **Statistically significant correlation $p<0.01$ (2 tail).
Abbreviations: X%, Acceleration in X axis at a determined % of activity time; PcFat%, Perceived fatigability at a determined % of activity time

¹ No correlations were detected for men.

4. Discussion

Our previous research showed a positive relationship between perceived and performance fatigability in the final stage of the activity differences and significant changes in mean acceleration (mA) which revealed the presence of upper limb motion in the sagittal plane and an overall increase in movement variability, with sex-related differences^{21,22}.

This study aimed to examine the relationship between Perceived fatigability (PcFat) and upper limb kinematic behavior during an ULPSIT.

Our findings confirmed the hypothesis, revealing specific relationships between PcFat and its variation with mA acceleration on different axes, but also highlighted sex-related differences in kinematic behavior and their relationship with PcFat, in the case of women, and with PcFat variation in men.

PcFat during physical activity depends on the psychophysiological state of the person, which influences perceptual, affective, and cognitive processes during activity, and is influenced by many adjustments that occur in the modulating factors, reflecting changes in the sensations that serve as a mechanism for regulating performance and performer integrity¹.

Changes in muscle recruitment occur with modification in muscle synergies, because the role of a fatigued muscle within a muscle synergy structure may change, producing adaptations in the recruitment of the remaining muscles in the synergy structure²³, but also in co-contraction (agonist-antagonist)²⁴.

So, the ULPSIT may have produced alterations in muscular activation and recruitment, that should be explored in future studies, and induced upper limb acceleration changes that may have influenced the way women and men sense fatigue and how they respond to it³.

1 In a broader analysis, it was also observed that the relationships between mA,
2 PcFat, and PcFat variation in the second half of the activity were primarily
3 influenced by the acceleration. However, in the case of women, an influence of
4 PcFat on mA was detected, which may be explained by the presence of muscle
5 pain or discomfort that may have influenced the movement patterns^{2,3}. Future
6 studies should address the presence of these symptoms.

7 Some limitations should be considered when interpreting the results of this
8 research. First, sample bias due to lack of sample randomization. So
9 randomization sampling process with a greater sample should be carried out in
10 future studies. Second, IMU-related bias can reduce data accuracy. Measures
11 have been taken to reduce it, but it would be interesting to use an IMU system to
12 measure the orientation behavior of the upper limb and other kinematic features
13 during ULPSIT.

14 Accordingly with our findings, incorporating upper limb acceleration
15 measurement as part of a comprehensive monitoring strategy can be a valuable
16 tool in managing and preventing excessive PcFat in the elderly, enhancing their
17 performance, and optimizing interventions in clinical and sports settings.

19 5. Conclusions

20 The acceleration behavior of the upper limb during a ULPSIT is linked to
21 PcFat scores or its variation with differences between sexes. The PcFat scores or
22 its variation were primarily influenced by the acceleration. However, in the case
23 of women, an influence of PcFat on acceleration behavior was also detected.

1 1 **References**

- 2
3
4
5
6 2 1. Enoka RM, Duchateau J. Translating fatigue to human performance. *Med*
7
8 3 *Sci Sports Exerc.* 2016;48:2228–38.
- 9
10
11 4 2. Venhorst A, Micklewright D, Noakes TD. Perceived Fatigability: Utility of
12
13 5 a Three-Dimensional Dynamical Systems Framework to Better Understand
14
15 6 the Psychophysiological Regulation of Goal-Directed Exercise Behaviour.
16
17 7 Vol. 48, *Sports Medicine*. Springer International Publishing; 2018. p. 2479–
18
19 8 95.
- 20
21 9 3. Behrens M, Gube M, Chaabene H, Prieske O, Zenon A, Broscheid KC, et al.
22
23 10 Fatigue and Human Performance: An Updated Framework. Vol. 53, *Sports*
24
25 11 *Medicine*. Springer Science and Business Media Deutschland GmbH; 2023.
26
27 12 p. 7–31.
- 28
29
30 13 4. Wu R, Ditroilo M, Delahunt E, De Vito G. Age Related Changes in Motor
31
32 14 Function (II) Decline in Motor Performance Outcomes. Vol. 42,
33
34 15 *International Journal of Sports Medicine*. Georg Thieme Verlag; 2021. p.
35
36 16 215–26.
- 37
38
39 17 5. McPhee JS, French DP, Jackson D, Nazroo J, Pendleton N, Degens H.
40
41 18 Physical activity in older age: perspectives for healthy ageing and frailty.
42
43 19 Vol. 17, *Biogerontology*. Springer Netherlands; 2016. p. 567–80.
- 44
45 20 6. Avlund K, Trab Damsgaard M, Scient Soc M, Schroll M. Tiredness as
46
47 21 Determinant of Subsequent Use of Health and Social Services Among
48
49 22 Nondisabled Elderly People. Vol. 13, *JOURNAL OF AGING AND*
50
51 23 *HEALTH*. 2001.
- 52
53
54 24 7. Glynn NW, Gmelin T, Renner SW, Qiao Y (Susanna), Boudreau RM,
55
56 25 Feitosa MF, et al. Perceived Physical Fatigability Predicts All-Cause

- 1
2
3 1 Mortality in Older Adults. *The Journals of Gerontology: Series A*.
4 2022;77:837–41.
5 2
6
7
8 3 8. Wu R, De Vito G, Delahunt E, Ditroilo M. Age-related Changes in Motor
9 Function (I)Mechanical and Neuromuscular Factors. Vol. 41, *International*
10 *Journal of Sports Medicine*. Georg Thieme Verlag; 2020. p. 709–19.
11 5
12
13
14 6 9. Frykholm E, Lima VP, Selander HV, Nyberg A, Janaudis-Ferreira T.
15 Physiological and Symptomatic Responses to Arm versus Leg Activities in
16 People with Chronic Obstructive Pulmonary Disease: A Systematic Review
17 and Meta-Analysis. *COPD: Journal of Chronic Obstructive Pulmonary*
18 *Disease* [Internet]. 2019;16:390–405. Available from:
19 <https://doi.org/10.1080/15412555.2019.1674269>
20 10
21
22
23 10 10. Dupuis F, Sole G, Mercier C, Roy JS. Impact of fatigue at the shoulder on
24 the contralateral upper limb kinematics and performance. *PLoS One*.
25 2022;17.
26
27
28 11 11. Sarmiento A de O, Santos A da C, Trombetta IC, Dantas MM, Oliveira
29 Marques AC, do Nascimento LS, et al. Regular physical exercise improves
30 cardiac autonomic and muscle vasodilatory responses to isometric exercise
31 in healthy elderly. *Clin Interv Aging*. 2017;12:1021–8.
32
33
34 12 12. Taniai Y, Naniwa T, Nishii J. Optimal reaching trajectories based on
35 feedforward control. *Biol Cybern*. 2022;116:517–26.
36
37
38 13 13. Jiang Y, Hernandez V, Venture G, Kulić D, Chen BK. A data-driven
39 approach to predict fatigue in exercise based on motion data from wearable
40 sensors or force plate. *Sensors*. 2021;21:1–16.
41
42
43 14 14. Wang H, Refai MIM, Van Beijnum BJJ. Measuring upper-extremity use
44 with one IMU. In: *BIOSIGNALS 2019 - 12th International Conference on*
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

- 1 Bio-Inspired Systems and Signal Processing, Proceedings; Part of 12th
2 International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and
3 Technologies, BIOSTEC 2019. SciTePress; 2019. p. 93–100.
- 4 15. Morrow MMB, Lowndes B, Fortune E, Kaufman KR, Hallbeck MS.
5 Validation of inertial measurement units for upper body kinematics. *J Appl*
6 *Biomech.* 2017;33:227–32.
- 7 16. Moher D, Hopewell S, Schulz KF, Montori V, Gøtzsche PC, Devereaux PJ,
8 et al. CONSORT 2010 explanation and elaboration: updated guidelines for
9 reporting parallel group randomised trials. *BMJ.* 2010;340.
- 10 17. Dos Reis IMM, Basso-Vanelli RP, Beltrame T, Frade MCM, de Abreu RM,
11 Cid MM, et al. Acute effects of the 6-minute pegboard and ring test in copd.
12 *Respir Care.* 2020;65:198–209.
- 13 18. Rudigkeit N, Paulich M, Schepers M, Bellusci G. Xsens MTw Awinda:
14 Miniature Wireless Inertial-Magnetic Motion Tracker for Highly Accurate
15 3D Kinematic Applications. 2018; Available from: www.xsens.com,
- 16 19. Schepers M, Giuberti M, Bellusci G. Xsens MVN: Consistent Tracking of
17 Human Motion Using Inertial Sensing. 2018; Available from:
18 <https://www.researchgate.net/publication/324007368>
- 19 20. Gribble PL, Mullin LI, Cothros N, Mattar A. Role of cocontraction in arm
20 movement accuracy. *J Neurophysiol.* 2003;89:2396–405.
- 21 21. Silva-Migueis H, Martínez-Jiménez EM, Casado-Hernández I, Dias A,
22 Monteiro AJ, Martins RB, et al. Upper-Limb Kinematic Behavior and
23 Performance Fatigability of Elderly Participants Performing an Isometric
24 Task: A Quasi-Experimental Study. *Bioengineering [Internet].* 2023;10:526.
25 Available from: <https://www.mdpi.com/2306-5354/10/5/526>

- 1
2
3
4 1 22. Silva-Migueis H, Martínez-Jiménez EM, Casado-Hernández I, Dias A,
5 2 Monteiro AJ, Martins RB, et al. Influence of an Upper Limb Isometric Task
6 3 in Perceived and Performance Fatigability of Elderly Subjects: A Quasi-
7 4 Experimental Study. *Biology (Basel)* [Internet]. 2022;11:1175. Available
8 5 from: <https://www.mdpi.com/2079-7737/11/8/1175>
9
10
11
12
13
14 6 23. Thomas SJ, Castillo GC, Topley M, Paul RW. The Effects of Fatigue on
15 7 Muscle Synergies in the Shoulders of Baseball Players. *Sports Health*. 2022;
16 8 24. Missenard O, Mottet D, Perrey S. The role of cocontraction in the
17 9 impairment of movement accuracy with fatigue. *Exp Brain Res*.
18 10 2008;185:151–6.
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3 *Article*
4
56 **Kinematic Behavior and Perceived Fatigability in Elderly individuals during**
7
8 **isometric Task: Assessment and Indicators.**
9
10

11
12
13
14
15 **Summary: Objective:** To investigate the relationship between upper limb
16 kinetics and perceived fatigability (PcFat) in older individuals during an upper
17 limb position sustained isometric task (ULPSIT). **Methods:** Thirty-one elderly
18 participants, 16 men (72.94± 4.49 years) and 15 women (72.27 ± 6.05 years),
19 performed a ULPSIT. Upper limb acceleration was measured using an Inertial
20 measurement unit (IMU). PcFat was measured using the Borg CR10 scale.
21
22 **Results:** Higher mean acceleration (mA) in the X-axis throughout the activity was
23 associated with higher final PcFat scores. Moderate correlations were observed
24 between PcFat variation and mA cutoffs in all axes during the second half of the
25 activity. In women, significant correlations were found between all PcFat cutoffs
26 and mA in Y and X-axes. However, in men, the relationships between PcFat
27 variation and mA were more extensive and stronger. **Conclusions:** The
28 acceleration pattern of the upper limb is linked to PcFat scores and variation, with
29 differences between sexes. Monitoring upper limb acceleration using a single
30 IMU can be a useful and straightforward method for identifying individuals who
31 may be at risk of experiencing high perceived fatigability or task failure.
32
33

34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48 **Keywords:** fatigue; aged; upper extremity; isometric activity; accelerometry;
49 symptom assessment.
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1. Introduction

Perceived fatigability (PcFat) refers to the subjective sensation of weariness, increasing effort, and a mismatch between effort expended and actual performance in the context of a specific activity. It reflects the changes in sensations that regulate an individual's well-being and depends on both the physiological capacity of the body to maintain homeostasis and the individual's psychological state ¹.

The determinants of perceived motor fatigability can be categorized into three dimensions: a) the perceptual-discriminatory dimension; b) the affective-motivational dimension.; c) the cognitive-evaluative dimension. The three dimensions of this framework interact with each other ².

Performance fatigability, on the other hand, is described as a “decline in an objective measure of physical performance over a discrete period”. It is influenced by muscle contractile function and the central nervous system's ability to meet the demands of task ¹.

As dimensions of fatigue, the interdependence between performance and perceived fatigability is highlighted and both contribute to the overall experience of fatigue that can be modulated by different factors, including age, sex, presence of diseases, level of fitness, and specific characteristics of the tasks being performed ³.

In older individuals, fatigue's prevalence is high and can significantly impact their ability to perform activities of daily living ⁴, reduce social interaction ⁵, and predict later health services usage ⁶ and mortality ⁷.

Even in the absence of disability, aged skeletal muscle is expected to become slower, weaker, and reveal a powerful decrease in the efficiency of voluntary contractions, also being less stable in the course of the efficiency of isometric contractions, especially at low force rates ⁸.

1
2
3
4 1 Particularly, upper limb position-sustained tasks, impose additional
5
6 2 ventilatory and postural loads on the thoracic complex⁹ leading to modifications
7
8 3 in breathing patterns and upper limb kinematics¹⁰.

9
10 4 Isometric activity, such as position-sustained tasks, can play a crucial role in
11
12 5 recreational, sports, and rehabilitation plans, especially in the aging population,
13
14 6 since isometric activities offer benefits such as improved joint stability, lower
15
16 7 blood pressure, and reduced overall pain¹¹.

17
18 8 Since fatigability can also manifest as decreased movement accuracy,
19
20 9 impaired proprioception acuity, and reduced co-contraction during precision
21
22 10 movements¹², a biomechanical approach can help identify fatigue-related
23
24 11 changes in movement patterns over time¹³

25
26 12 Up to now, the study of kinematic changes caused by fatigue involves
27
28 13 optoelectronic or equivalent motion-capture systems. However, Inertial motion
29
30 14 units (IMUs) have emerged as non-intrusive and portable devices for kinematic
31
32 15 assessment. They combine information from accelerometers, gyroscopes, and
33
34 16 magnetometers to provide continuous and accurate orientation output for real-
35
36 17 time applications and daily-life environments¹⁴. Their validity and inter-system
37
38 18 agreement have been demonstrated¹⁵.

39
40 19 Considering this, understanding the relationship between upper limb
41
42 20 kinematics and PcFat during a position-sustained isometric task is essential to
43
44 21 understand if and how the kinematic behavior of the upper limb relates to the
45
46 22 subjective experience of fatigue.

47
48 23 Therefore, this study aims to investigate the relationship between PcFat and
49
50 24 upper limb kinematic behavior during an upper limb position-sustained
51
52 25 isometric task (ULPSIT), according to the hypothesis: Perceived fatigability
53
54 26 evolution is associated with upper limb acceleration throughout the activity
55
56 27 duration.

2. Materials and Methods

2.1. Design and sample

A quasi-experimental research was conducted in accordance with the protocol approved by ESSCVP– Lisboa Ethics Committee, Portugal and registered at ClinicalTrials.gov (NCT04938791).

The study comprised 31 elderly participants (72.61 ± 5.23 years old), 16 men (72.94 ± 4.49 years old) and 15 women (72.27 ± 6.05 years old), who resided in the community. To be eligible for inclusion in the study, participants had to be apparently healthy and above 65 years of age. However, individuals with the following conditions were excluded¹⁷: 1) history of cardiovascular, and/or respiratory disease, hypertension, exercise intolerance, 2) cognitive or neurological disorders, 3) Body Mass Index ≥ 40 ; or 4) neuromuscular or orthopedic disorder.

2.2. Inertial Measurement Unit (IMU) and Perceived Fatigability

The 3D acceleration of the upper limb was captured using one IMU (MTw Awinda, The Netherlands). The orientation of the IMU was computed using the Xsens Kalman Filter for a 3 degrees-of-freedom (3DoF) orientation known as Human Motion (XKF3hm).

These IMUs (MTw units) utilize advanced signal processing techniques to handle raw data and incorporate StrapDown Integration (SDI) algorithms¹⁸. These units transmit the data wirelessly through an Awinda Station (Xsens Technologies B.V., Enschede, Netherlands) to a recording PC. The data were recorded at a sampling rate of 100Hz, ensuring precise sampling even though the units have the capability to sample at rates higher than 1kHz.

For data visualization and recording, the MT Manager software version 4.4.0 (Xsens, Enschede, Netherlands) was employed.

1 The activity-related perceived fatigability was evaluated using the
2 Portuguese Borg 10-point category-ratio scale (Borg CR10 Scale®). This scale is a
3 widely recognized general intensity scale with category-ratio properties and is
4 utilized to assess subjective sensations of exertion, including local fatigue,
5 breathlessness, dyspnea, discomfort, and pain.

6 *2.3. Research procedure*

7 Initially, subjects were weighed and measured, and they were then asked to
8 complete a brief survey to provide additional personal information. Following
9 the questionnaire, participants were given a five-minute rest period in a
10 comfortable chair.

11 Furthermore, the positioning of the Inertial Measurement Unit (IMU) was
12 performed. The IMU was placed on the external side of the humerus of the
13 dominant arm (right arm). Its reference coordinate system was configured to
14 have the X-axis pointing forward, the Y-axis pointing upwards, and the Z-axis
15 pointing laterally, perpendicular to the sagittal plane. Double-sided tape was
16 used to minimize any soft tissue artifacts ¹⁹.

17 Following the preparatory procedures, participants were instructed to
18 perform a specific task involving the flexion of their upper arm until it reached a
19 90° angle, with their hands facing each other, similar to the position used in a
20 previous study ²⁰. They were instructed to maintain this posture for as long as
21 possible.

23 *2.4. Data Processing and Statistical Analysis*

24 For the demographic and anthropometric variables of the sample and all
25 variables of the study were analyzed. The mean, SD, maximum, and minimum
26 values of these variables were calculated.

1
2
3
4 1 Either Student's t-test for independent samples (parametric test suitable for
5
6 2 normal distribution) or the Mann-Whitney U test (counterpart test for
7
8 3 nonparametric distribution) was used, depending on the nature of the variable.
9
10 4 The Shapiro-Wilk normality test with a significance level set at $p > 0.05$ was used
11
12 5 for decision-making. The Levene's test was conducted to assess the equality of
13
14 6 variances.

15
16 7 Spearman's correlation coefficient was calculated to measure the strength
17
18 8 and direction of association between all variables.

19
20 9 The statistical analyses were performed using SPSS statistical software,
21
22 10 version 28.0. The significance level for all tests was set at $p < 0.05$, with a
23
24 11 confidence interval of 95%.

12 13 **3. Results**

14 *3.1. Sample Characterization*

15 *3.1.1. Demographic and anthropometric characteristics*

16 A detailed overview of the participants' demographic and anthropometric
17 characteristics is displayed in Table 1.

1 **Table 1.** Sample's demographic and anthropometric characteristics.

Sample characteristics	Total sample (n=31) Mean±SD (Range)	Women (n=15) Mean±SD (Range)	Men (n=16) Mean±SD (Range)	<i>p</i> value ¹	Effect Size Cohen's <i>d</i>
Age (years)	72.61 ± 5.23 (65 - 85)	72.27 ± 6.05 (65 - 85)	72.94 ± 4.49 (65 - 82)	0.727	0.126
Weight (kg)	73.18 ± 13.01 (48 - 100)	67.57 ± 12.37 (48 - 86.5)	78.44 ± 11.61 (57.90 - 100)	0.017	0.907
Height (m)	1.60 ± 0.08 (1.48 - 1.76)	1.54 ± 0.43 (1.48 - 1.64)	1.65 ± 0.06 (1.57 - 1.76)	< 0.001	2.116
BMI (kg/m ²)	28.71 ± 4.66 (21.57 - 37.94)	28.69 ± 5.30 (21.57 - 37.94)	28.74 ± 4.15 (23.42 - 35.61)	0.980	0.009

In all analyses, *p*<0.05 was considered statistically significant.

¹ Independent samples Student's T-test.

Abbreviations: BMI, body mass index; SD, standard deviation.

2 3 3.1.2. Sample's perceived fatigability status characterization

4 Table 2 provides data on two distinct statuses of PcFat: the variation PcFat in
5 the first half of the activity (Δ PcFat 0-50%) and the second half of the activity
6 (Δ PcFat 50-75%).

7
8 **Table 2.** Sample's fatigability characterization in different periods.

Sample characteristics	Total sample Mean±SD (Range)	<i>p</i> value	Effect Size Cohen's <i>d</i>	Women Mean±SD (Range)	Men Mean±SD (Range)	<i>p</i> value	Effect Size Cohen's <i>d</i>
PcFat Strong (%TTF)	66.95 ± 22.61 (20.79 - 100.00)	————	————	74.74 ± 19.89 (38.79 - 100.00)	59.65 ± 23.13 (20.79 - 100.00)	0.0621	0.698
Δ PcFat 0-50%	3.18 ± 2.15 (0.00 - 8.00)	0.016	0.306	2.57 ± 1.41 (0.00 - 5.00)	3.75 ± 2.59 (0.00 - 8.00)	0.129 ¹	0.562
Δ PcFat 50-100%	4.53 ± 1.99 (1.00 - 9.50)			4.63 ± 2.28 (1.00 - 9.50)	4.43 ± 1.74 (1.00 - 7.00)		
Weak PcFat (sec)	284.58 ± 168.42 (120.00 - 840.00)	0.004	0.368	258.69 ± 163.83 (120.00 - 780.00)	216.07 ± 174.28 (180.00 - 840.00)	0.232 ²	0.297
Strong PcFat (sec)	189.94 ± 224.19 (0.00 - 1143.00)			111.00 ± 100.89 (0.00 - 284.00)	263.98 ± 280.99 (0.00 - 1143.00)		

In all analyses, *p*<0.05 was considered statistically significant.

¹ Independent samples Student's T-test; ² Independent samples Mann-Whitney U test

Abbreviations: SD, standard deviation; PcFat, Perceived Fatigability; TTF, Time to Task Failure.

3.2. Upper limb Acceleration in X, Y and Z- axes and perceived fatigability

The results show a positive and statistically significant relationship between PcFat scores at 75% and 100% cutoffs and X-axis mA. Early relations were also detected between PcFat scores and Y axis mA in women, but no correlations were found for men. The correlation analysis is summarized in Table 3.

Table 3. Relation between acceleration in X, Y and Z axes and perceived fatigability scores in total sample and in women ¹

	Total sample	Women
PcFat 25%	—	Y10% ($\rho=0.596^*$, 95% CI [0.103, 0.853])
	—	Y20% ($\rho=0.555^*$, 95% CI [0.044, 0.836])
PcFat 50%	—	Y10% ($\rho=0.543^*$, 95% CI [0.026, 0.831])
	—	X50% ($\rho=0.535^*$, 95% CI [0.014, 0.827])
PcFat 75%	—	X60% ($\rho=0.542^*$, 95% CI [0.024, 0.827])
	—	X70% ($\rho=0.628^*$, 95% CI [0.154, 0.867])
	X100% ($\rho=0.377^*$, 95% CI [0.015, 0.651])	X80% ($\rho=0.644^{**}$, 95% CI [0.180, 0.873])
	—	X90% ($\rho=0.673^{**}$, 95% CI [0.229, 0.885])
	—	X100% ($\rho=0.544^*$, 95% CI [0.027, 0.831])
	—	X50% ($\rho=0.525^*$, 95% CI [0.000, 0.823])
PcFat 100%	X40% ($\rho=0.379^*$, 95% CI [0.170, 0.653])	X60% ($\rho=0.563^*$, 95% CI [0.055, 0.840])
	X50% ($\rho=0.395^*$, 95% CI [0.036, 0.663])	X70% ($\rho=0.589^*$, 95% CI [0.093, 0.851])
	X60% ($\rho=0.429^*$, 95% CI [0.077, 0.686])	X80% ($\rho=0.518^*$, 95% CI [-0.010, 0.820])
	X70% ($\rho=0.454^*$, 95% CI [0.108, 0.702])	X90% ($\rho=0.591^*$, 95% CI [0.096, 0.851])
	X80% ($\rho=0.415^*$, 95% CI [0.061, 0.677])	X100% ($\rho=0.675^{**}$, 95% CI [0.233, 0.886])
	X90% ($\rho=0.441^*$, 95% CI [0.091, 0.693])	X100% ($\rho=0.675^{**}$, 95% CI [0.233, 0.886])
X100% ($\rho=0.504^{**}$, 95% CI [0.171, 0.733])		

*Statistically significant correlation $p<0.05$ (2 tail); **Statistically significant correlation $p<0.01$ (2 tail).
Abbreviations: X%, Acceleration in X axis at a determined % of activity time; PcFat%, Perceived fatigability at a determined % of activity time

¹ No correlations were detected for men.

4. Discussion

Our previous research showed a positive relationship between perceived and performance fatigability in the final stage of the activity differences and significant changes in mean acceleration (mA) which revealed the presence of upper limb motion in the sagittal plane and an overall increase in movement variability, with sex-related differences^{21,22}.

This study aimed to examine the relationship between Perceived fatigability (PcFat) and upper limb kinematic behavior during an ULPSIT.

Our findings confirmed the hypothesis, revealing specific relationships between PcFat and its variation with mA acceleration on different axes, but also highlighted sex-related differences in kinematic behavior and their relationship with PcFat, in the case of women, and with PcFat variation in men.

PcFat during physical activity depends on the psychophysiological state of the person, which influences perceptual, affective, and cognitive processes during activity, and is influenced by many adjustments that occur in the modulating factors, reflecting changes in the sensations that serve as a mechanism for regulating performance and performer integrity¹.

Changes in muscle recruitment occur with modification in muscle synergies, because the role of a fatigued muscle within a muscle synergy structure may change, producing adaptations in the recruitment of the remaining muscles in the synergy structure²³, but also in co-contraction (agonist-antagonist)²⁴.

So, the ULPSIT may have produced alterations in muscular activation and recruitment, that should be explored in future studies, and induced upper limb acceleration changes that may have influenced the way women and men sense fatigue and how they respond to it³.

1 In a broader analysis, it was also observed that the relationships between mA,
2 PcFat, and PcFat variation in the second half of the activity were primarily
3 influenced by the acceleration. However, in the case of women, an influence of
4 PcFat on mA was detected, which may be explained by the presence of muscle
5 pain or discomfort that may have influenced the movement patterns^{2,3}. Future
6 studies should address the presence of these symptoms.

7 Some limitations should be considered when interpreting the results of this
8 research. First, sample bias due to lack of sample randomization. So
9 randomization sampling process with a greater sample should be carried out in
10 future studies. Second, IMU-related bias can reduce data accuracy. Measures
11 have been taken to reduce it, but it would be interesting to use an IMU system to
12 measure the orientation behavior of the upper limb and other kinematic features
13 during ULPSIT.

14 Accordingly with our findings, incorporating upper limb acceleration
15 measurement as part of a comprehensive monitoring strategy can be a valuable
16 tool in managing and preventing excessive PcFat in the elderly, enhancing their
17 performance, and optimizing interventions in clinical and sports settings.

19 5. Conclusions

20 The acceleration behavior of the upper limb during a ULPSIT is linked to
21 PcFat scores or its variation with differences between sexes. The PcFat scores or
22 its variation were primarily influenced by the acceleration. However, in the case
23 of women, an influence of PcFat on acceleration behavior was also detected.

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60

1 **References**

- 2 1. Enoka RM, Duchateau J. Translating fatigue to human performance. *Med*
3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60
Sci Sports Exerc. 2016;48:2228–38.
- 4 2. Venhorst A, Micklewright D, Noakes TD. Perceived Fatigability: Utility of
5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60
a Three-Dimensional Dynamical Systems Framework to Better Understand
the Psychophysiological Regulation of Goal-Directed Exercise Behaviour.
Vol. 48, *Sports Medicine*. Springer International Publishing; 2018. p. 2479–
95.
- 9 3. Behrens M, Gube M, Chaabene H, Prieske O, Zenon A, Broscheid KC, et al.
10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60
Fatigue and Human Performance: An Updated Framework. Vol. 53, *Sports*
Medicine. Springer Science and Business Media Deutschland GmbH; 2023.
p. 7–31.
- 13 4. Wu R, Ditroilo M, Delahunt E, De Vito G. Age Related Changes in Motor
14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60
Function (II)Decline in Motor Performance Outcomes. Vol. 42,
International Journal of Sports Medicine. Georg Thieme Verlag; 2021. p.
215–26.
- 17 5. McPhee JS, French DP, Jackson D, Nazroo J, Pendleton N, Degens H.
18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60
Physical activity in older age: perspectives for healthy ageing and frailty.
Vol. 17, *Biogerontology*. Springer Netherlands; 2016. p. 567–80.
- 20 6. Avlund K, Trab Damsgaard M, Scient Soc M, Schroll M. Tiredness as
21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60
Determinant of Subsequent Use of Health and Social Services Among
Nondisabled Elderly People. Vol. 13, *JOURNAL OF AGING AND*
HEALTH. 2001.
- 24 7. Glynn NW, Gmelin T, Renner SW, Qiao Y (Susanna), Boudreau RM,
25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60
Feitosa MF, et al. Perceived Physical Fatigability Predicts All-Cause

- 1
2
3 1 Mortality in Older Adults. *The Journals of Gerontology: Series A*.
4 2022;77:837–41.
5 2
6
7
8 3 8. Wu R, De Vito G, Delahunt E, Ditroilo M. Age-related Changes in Motor
9 Function (I)Mechanical and Neuromuscular Factors. Vol. 41, *International*
10 *Journal of Sports Medicine*. Georg Thieme Verlag; 2020. p. 709–19.
11 5
12
13
14 6 9. Frykholm E, Lima VP, Selander HV, Nyberg A, Janaudis-Ferreira T.
15 Physiological and Symptomatic Responses to Arm versus Leg Activities in
16 People with Chronic Obstructive Pulmonary Disease: A Systematic Review
17 and Meta-Analysis. *COPD: Journal of Chronic Obstructive Pulmonary*
18 *Disease* [Internet]. 2019;16:390–405. Available from:
19 <https://doi.org/10.1080/15412555.2019.1674269>
20 10
21
22
23 10 10. Dupuis F, Sole G, Mercier C, Roy JS. Impact of fatigue at the shoulder on
24 the contralateral upper limb kinematics and performance. *PLoS One*.
25 2022;17.
26
27
28 11 11. Sarmiento A de O, Santos A da C, Trombetta IC, Dantas MM, Oliveira
29 Marques AC, do Nascimento LS, et al. Regular physical exercise improves
30 cardiac autonomic and muscle vasodilatory responses to isometric exercise
31 in healthy elderly. *Clin Interv Aging*. 2017;12:1021–8.
32 18
33
34 12 12. Taniai Y, Naniwa T, Nishii J. Optimal reaching trajectories based on
35 feedforward control. *Biol Cybern*. 2022;116:517–26.
36 20
37
38 13 13. Jiang Y, Hernandez V, Venture G, Kulić D, Chen BK. A data-driven
39 approach to predict fatigue in exercise based on motion data from wearable
40 sensors or force plate. *Sensors*. 2021;21:1–16.
41 23
42
43 14 14. Wang H, Refai MIM, Van Beijnum BJJ. Measuring upper-extremity use
44 with one IMU. In: *BIOSIGNALS 2019 - 12th International Conference on*
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36
37
38
39
40
41
42
43
44
45
46
47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60

- 1 Bio-Inspired Systems and Signal Processing, Proceedings; Part of 12th
2 International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and
3 Technologies, BIOSTEC 2019. SciTePress; 2019. p. 93–100.
- 4 15. Morrow MMB, Lowndes B, Fortune E, Kaufman KR, Hallbeck MS.
5 Validation of inertial measurement units for upper body kinematics. *J Appl*
6 *Biomech.* 2017;33:227–32.
- 7 16. Moher D, Hopewell S, Schulz KF, Montori V, Gøtzsche PC, Devereaux PJ,
8 et al. CONSORT 2010 explanation and elaboration: updated guidelines for
9 reporting parallel group randomised trials. *BMJ.* 2010;340.
- 10 17. Dos Reis IMM, Basso-Vanelli RP, Beltrame T, Frade MCM, de Abreu RM,
11 Cid MM, et al. Acute effects of the 6-minute pegboard and ring test in copd.
12 *Respir Care.* 2020;65:198–209.
- 13 18. Rudigkeit N, Paulich M, Schepers M, Bellusci G. Xsens MTw Awinda:
14 Miniature Wireless Inertial-Magnetic Motion Tracker for Highly Accurate
15 3D Kinematic Applications. 2018; Available from: www.xsens.com,
- 16 19. Schepers M, Giuberti M, Bellusci G. Xsens MVN: Consistent Tracking of
17 Human Motion Using Inertial Sensing. 2018; Available from:
18 <https://www.researchgate.net/publication/324007368>
- 19 20. Gribble PL, Mullin LI, Cothros N, Mattar A. Role of cocontraction in arm
20 movement accuracy. *J Neurophysiol.* 2003;89:2396–405.
- 21 21. Silva-Migueis H, Martínez-Jiménez EM, Casado-Hernández I, Dias A,
22 Monteiro AJ, Martins RB, et al. Upper-Limb Kinematic Behavior and
23 Performance Fatigability of Elderly Participants Performing an Isometric
24 Task: A Quasi-Experimental Study. *Bioengineering [Internet].* 2023;10:526.
25 Available from: <https://www.mdpi.com/2306-5354/10/5/526>

- 1
2
3 1 22. Silva-Migueis H, Martínez-Jiménez EM, Casado-Hernández I, Dias A,
4 Monteiro AJ, Martins RB, et al. Influence of an Upper Limb Isometric Task
5 in Perceived and Performance Fatigability of Elderly Subjects: A Quasi-
6 Experimental Study. *Biology (Basel)* [Internet]. 2022;11:1175. Available
7 from: <https://www.mdpi.com/2079-7737/11/8/1175>
8
9 23. Thomas SJ, Castillo GC, Topley M, Paul RW. The Effects of Fatigue on
10 Muscle Synergies in the Shoulders of Baseball Players. *Sports Health*. 2022;
11
12 24. Missenard O, Mottet D, Perrey S. The role of cocontraction in the
13 impairment of movement accuracy with fatigue. *Exp Brain Res*.
14 2008;185:151–6.