



**IPG** Politécnico  
|da|Guarda  
Polytechnic  
of Guarda

Mestrado em Ciências do Desporto  
Desportos de Academia

**Efeitos da idade e género nos níveis de força muscular de flexão e dorsiflexão plantar da articulação tibiotársica e a sua implicação na estabilidade postural e aptidão física**

Miguel Ângelo Loureiro Marques

Setembro, 2021



Escola Superior de  
Educação, Comunicação  
e Desporto





**IPG**

Politécnico  
da Guarda

Polytechnic  
of Guarda

Escola Superior de Educação, Comunicação e Desporto

Mestrado em Ciências do Desporto  
Especialidade Desportos de Academia

**Efeitos da idade e género nos níveis de força muscular de flexão e dorsiflexão plantar da articulação tibiotársica e a sua implicação na estabilidade postural e aptidão física funcional.**

Projeto aplicado para a obtenção do grau de mestre em Ciências do Desporto – especialidade de Desportos de Academia, sob a orientação do Professor Doutor Nuno Serra e Coorientação da Professora Doutora Carolina Vila-Chã.

**Miguel Ângelo Loureiro Marques**

**Setembro, 2021**



## **Agradecimentos**

Um trabalho de mestrado é uma longa viagem, que inclui uma trajetória permeada por inúmeros desafios, incertezas e muitos percalços pelo caminho. Ao terminar uma etapa muito há a dizer e muito mais há a agradecer a todos aqueles que seguem de perto as nossas conquistas.

Trilhar este caminho só foi possível com o apoio de várias pessoas, a quem dedico especialmente e com carinho, este trabalho:

Ao Professor Doutor Nuno Serra e à Professora Doutora Carolina Vila-Chã, orientador e coorientadora da minha tese. Por toda a partilha de conhecimento, pelos conselhos, paciência e dedicação. Obrigado por me demonstrarem o verdadeiro sentido da palavra “orientar”. Se tivesse que os adjetivar seria “exemplos de excelência”.

Aos integrantes da amostra deste estudo, que se disponibilizaram e se mostraram interessados em colaborar.

Ao meu amigo Mauro Magalhães e às minhas colegas de curso Cláudia e Andreia por serem uma ajuda fundamental na recolha de dados, sem eles este trabalho também não teria sido possível.

Aos meus amigos de sempre, em especial ao Tiago. Para além do amigo fantástico que és, foste sem dúvida uma peça fundamental na construção deste trabalho. Por todas as vezes que não me deixaste desistir, por toda a ajuda, dedicação e incentivo, um obrigado gigante.

Por fim, o agradecimento mais importante é dirigido à minha família, em particular à minha mãe e pai, sem os quais, não teria sido possível alcançar este e tantos outros objetivos. Estou eternamente grato, por todos os sacrifícios que fizeram, por todas as oportunidades que me proporcionaram e pelos valores que desde sempre me transmitiram.

Obrigado por tudo!

## Resumo

O objetivo deste estudo consistiu em caracterizar os efeitos da idade e género nos níveis de força muscular de flexão e dorsiflexão plantar da articulação tibiotársica e a sua implicação na estabilidade postural e aptidão física funcional. A amostra foi constituída por 42 indivíduos, 22 jovens adultos sendo 11 homens ( $22,09 \pm 2,02$  anos) e 11 mulheres ( $22,27 \pm 3,35$  anos) com idades compreendidas entre 18 e 30 anos e 20 idosos, 10 homens ( $68,60 \pm 4,99$  anos) e 10 mulheres ( $63,91 \pm 12,08$  anos) com idades acima de 59 anos. Os indivíduos foram avaliados quanto à capacidade funcional (velocidade de marcha aos 4 metros, levantar e sentar da cadeira e alcance funcional), estabilidade postural (deslocamento da oscilação do COP avaliado através de plataforma) e variáveis da força muscular dos flexores e extensores da articulação tibiotársica (torque máximo e trabalho). Os resultados mostraram que tanto os jovens como os idosos ativos apresentam a mesma velocidade de marcha ( $P = 0,215$ ). Quanto à estabilidade postural os idosos apresentaram menor estabilidade do que os jovens nos testes de equilíbrio estático realizados ( $P \leq 0,002$ ). Os jovens apresentam maiores valores de torque máximo dos flexores ( $P = 0,002$ ) e dorsiflexores ( $P = 0,079$ ) plantares do que os idosos. Quando os valores de torque são normalizados à quantidade de massa magra não se verificaram diferenças entre jovens e idosos, à exceção dos flexores plantares ( $P = 0,038$ ). As correlações entre as variáveis estudadas foram moderadas, como exceção da relação entre a tarefa de sentar e levantar da cadeira e o torque máximo isocinético dos flexores plantares e dorsiflexores plantares (quando relativizados apenas à massa corporal) que foi moderada a forte. Estes resultados permitem concluir que os idosos apesar de fisicamente ativos, apresentaram um declínio do equilíbrio estático e da força muscular relativa dos flexores plantares comparativamente aos jovens. As mulheres idosas apresentam um declínio funcional mais acelerado do que os homens mais velhos.

**Palavras – chaves:** Envelhecimento, Capacidades Funcionais, Estabilidade Postural, Força Muscular, Torque Máximo, Trabalho Máximo.

## Abstrat

The aim of this study was to characterize the effects of age and gender on the levels of plantar flexion and dorsiflexion muscle strength of the ankle joint and their implication on postural stability and functional physical fitness. The sample consisted of 42 individuals, 22 young adults, 11 men ( $22.09 \pm 2.02$  years) and 11 women ( $22.27 \pm 3.35$  years) aged between 18 and 30 years and 20 elderly, 10 men ( $68.60 \pm 4.99$  years) and 10 women ( $63.91 \pm 12.08$  years) aged over 59 years. The individuals were evaluated for functional capacity (gait speed at 4 meters, standing up and sitting from a chair and functional reach), postural stability (COP oscillation displacement assessed using a platform) and muscle strength of the plantar flexors and dorsiflexors muscles of the ankle joint (maximum torque and work). The results showed that both young and active elderly have the same gait speed ( $P = 0.215$ ). As for postural stability, the elderly showed less stability than the young in the balance tests ( $P \leq 0.002$ ). Young participants presented higher values of maximum torque of the plantar flexors ( $P = 0.002$ ) and dorsiflexors ( $P = 0.079$ ) than the older people. When torque values were normalized to the amount of lean mass, there were no differences between young and old participants, except for plantar flexors ( $P = 0.038$ ). The correlations between the studied variables were moderate, except between the task of sitting and standing up from a chair and the maximum isokinetic torque of plantar flexors and plantar dorsiflexors (when only relative to body mass), which was verified as a moderate to strong correlation. These results allow to conclude that the elderly, despite being physically active, showed a decline in static balance and relative muscle strength of the plantar flexors compared to young people. Elderly women have a faster functional decline than older men.

**Keywords:** Aging, Functional Capabilities, Postural Stability, Muscle Strenght, Maximum Torque, Maximum Work.

# Índice Geral

Introdução.....	1
<b>CAPÍTULO I: Revisão Bibliográfica.....</b>	<b>4</b>
1. Revisão Bibliográfica.....	5
1.1. Envelhecimento .....	5
1.2. Alterações fisiológicas e funcionais ao longo da vida.....	6
1.2.1. Alterações neuromusculares.....	10
1.3. Envelhecimento e estabilidade postural.....	12
<b>CAPÍTULO II: Objetivos e Hipóteses.....</b>	<b>17</b>
2. Objetivos e hipóteses.....	18
2.1. Definição do Problema .....	18
2.2. Objetivos do estudo .....	19
2.3. Hipóteses do Estudo.....	20
<b>CAPÍTULO III: Metodologia.....</b>	<b>21</b>
3. Metodologia .....	22
3.1. Local do Estudo .....	22
3.2. Tipo de Estudo .....	22
3.3. População do Estudo.....	22
3.4. Procedimentos de Recolha de Dados .....	23
3.4.1. Composição Corporal.....	24
3.4.2. Aptidão Funcional .....	24
3.4.3. Estabilidade Postural .....	25
3.4.4. Força Máxima .....	26
3.4.5. Definição das variáveis em estudo .....	28
3.4.6. Análise Estatística .....	29
<b>CAPÍTULO IV: Apresentação de Resultados.....</b>	<b>30</b>
4. Apresentação dos resultados .....	31
4.1.1. Teste de velocidade de caminhada aos 4 metros.....	31
4.1.2. Teste de levantar e sentar da cadeira.....	31
4.1.3. Teste de alcance funcional .....	32
4.3.1. Torque máximo dos flexores e dorsiflexores do tornozelo.....	36
4.3.2. Trabalho produzido pelos flexores e dorsiflexores do tornozelo.....	40
4.4. Associações entre força muscular, estabilidade postural e aptidão funcional .	43



4.4.1.	Força Muscular vs. Estabilidade Postural.....	43
4.4.2.	Força Muscular vs. Aptidão Funcional.....	44
4.4.3.	Estabilidade Postural vs. Aptidão Funcional .....	46
<b>CAPÍTULO V: Discussão de Resultados .....</b>		<b>47</b>
5.	Discussão de resultados.....	48
5.1.	Aptidão Funcional.....	48
5.2.	Estabilidade Postural.....	50
5.3.	Força Máxima .....	51
5.4.	Associações entre força muscular, estabilidade postural e aptidão funcional .	52
Conclusões.....		54
Bibliografia.....		56

## Índice de Figuras

<b>Figura 1</b> – Avaliação da composição corporal (Inbody, 270). .....	24
<b>Figura 2</b> - Avaliação da estabilidade postural na posição Pés Juntos (A) e Pés Juntos em superfície instável (B). .....	26
<b>Figura 3</b> - Avaliação da articulação tibiotársica na máquina isocinética. ....	27
<b>Figura 4</b> - Média e respetivo erro padrão do tempo no teste de marcha habitual aos 4 metros em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). ....	31
<b>Figura 5</b> - Média e respetivo erro padrão do número de repetições na atividade de sentar e levantar da cadeira durante 30 segundos em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). * $P \leq 0,05$ ; *** $P \leq 0,001$ .....	32
<b>Figura 6</b> - Média e respetivo erro padrão do deslocamento anterior no teste de alcance funcional em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). * $P > 0,05$ ; ** $P \leq 0,01$ .....	33
<b>Figura 7</b> - Média e erro padrão do deslocamento da oscilação total do COP, obtida nas condições de manipulação de base de sustentação (“Pés Juntos - A”, “Pés Juntos superfície instável - B”) em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). * $P \leq 0,05$ ; ** $P \leq 0,01$ ; *** $P \leq 0,001$ .....	35
<b>Figura 8</b> - Média e respetivo erro padrão do deslocamento da oscilação do COP na direção anteroposterior (AP), obtida nas condições de manipulação de base de sustentação (“Pés Juntos - A”, “Pés Juntos superfície instável - B”) em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). * $P \leq 0,05$ ; ** $P \leq 0,01$ .....	35
<b>Figura 9</b> - Média e respetivo erro padrão do deslocamento da oscilação do COP na direção mediolateral (ML), obtida nas condições de manipulação de base de sustentação (“Pés Juntos - A”, “Pés Juntos superfície instável - B”) em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). * $P \leq 0,05$ ; ** $P \leq 0,01$ ; *** $P \leq 0,001$ .....	36
<b>Figura 10</b> - Média e erro padrão do torque máximo isocinético dos flexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). ** $P \leq 0,01$ .....	37
<b>Figura 11</b> - Média e erro padrão do torque máximo isocinético dos dorsiflexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). ....	37
<b>Figura 12</b> - Média e erro padrão do valor máximo isocinético do trabalho dos flexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). ** $P \leq 0,01$ ; *** $P \leq 0,001$ .....	40
<b>Figura 13</b> - Média e erro padrão do valor máximo isocinético do trabalho dos dorsiflexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). ..	41

## Índice de tabelas

Tabela 1 - Estratégias que influenciam as respostas posturais automáticas (adaptado de Melo, 2006). .....	14
Tabela 2 - Sistemas que influenciam a manutenção da estabilidade postural (adaptado de Spirduso, 2005). .....	15
<b>Tabela 3</b> - Caracterização da amostra relativamente à idade, altura, massa corporal e índice de massa corporal (IMC), por género e escalão etário. ....	22
<b>Tabela 4</b> - Média e respetivo desvio padrão do tempo no teste de marcha habitual aos 4 metros em função do escalão etário (idosos e jovens). ....	31
<b>Tabela 5</b> - Média e respetivo desvio padrão do número de repetições na tarefa de sentar e levantar da cadeira durante 30 segundos em função do escalão etário (idosos e jovens). ....	32
<b>Tabela 6</b> - Média e respetivo desvio padrão do deslocamento anterior no teste de alcance funcional em função do escalão etário (idosos e jovens). ....	33
<b>Tabela 7</b> - Média e respetivo desvio padrão do deslocamento de oscilação total do centro de pressão (COP), e dos deslocamentos na direção anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) para as posições pés em superfícies estável e instável. ....	34
<b>Tabela 8</b> - Média e respetivo desvio padrão do torque máximo isocinético dos flexores e dorsiflexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens). ....	36
<b>Tabela 9</b> - Média e respetivo desvio padrão do torque máximo isocinético dos flexores e dorsiflexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens) relativizada a diferentes parâmetros da composição corporal. ....	38
<b>Tabela 10</b> - Média e respetivo desvio padrão do torque máximo isocinético dos flexores e dorsiflexores plantares dos <b>homens</b> em função do escalão etário (idosos e jovens) relativizados a diferentes parâmetros da composição corporal. ....	39
<b>Tabela 11</b> - Média e respetivo desvio padrão do torque máximo isocinético dos flexores e dorsiflexores plantares das <b>mulheres</b> em função do escalão etário (idosos e jovens) relativizados a diferentes parâmetros da composição corporal. ....	39
<b>Tabela 12</b> - Média e respetivo desvio padrão do valor máximo isocinético do trabalho dos flexores e dorsiflexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens). ....	40
<b>Tabela 13</b> - Média e respetivo desvio padrão do valor máximo isocinético do trabalho dos flexores e dorsiflexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens) relativizada a diferentes parâmetros da composição corporal. ....	42
<b>Tabela 14</b> - Média e respetivo desvio padrão do valor máximo isocinético do trabalho dos flexores e dorsiflexores plantares <b>dos homens</b> em função do escalão etário (idosos e jovens) relativizados a diferentes parâmetros da composição corporal. ....	42
<b>Tabela 15</b> - Média e respetivo desvio padrão do valor máximo isocinético do trabalho dos flexores e dorsiflexores plantares <b>das mulheres</b> em função do escalão etário (idosos e jovens) relativizados a diferentes parâmetros da composição corporal. ....	43
<b>Tabela 16</b> - Correlação de <i>Pearson</i> entre as variáveis de força muscular (torque máximo isocinético) e o deslocamento da oscilação do COP. ....	43
<b>Tabela 17</b> - Correlação de <i>Pearson</i> entre as variáveis de força muscular (trabalho máximo isocinético) e o deslocamento da oscilação do COP. ....	44
<b>Tabela 18</b> - Correlação de <i>Pearson</i> entre as variáveis de força muscular (torque máximo isocinético) e o desempenho no teste de velocidade de caminhada aos 4 metros, levantar e sentar da cadeira e no teste de alcance funcional. ....	45

<b>Tabela 19</b> - Correlação de <i>Pearson</i> entre as variáveis de força muscular (trabalho máximo isocinético) e o desempenho no teste de velocidade de caminhada aos 4 metros, levantar e sentar da cadeira e no teste de alcance funcional.....	45
<b>Tabela 20</b> - Correlação de <i>Pearson</i> entre o desempenho no teste de velocidade de caminhada aos 4 metros, levantar e sentar da cadeira e no teste de alcance funcional e o deslocamento da oscilação do COP. ....	46

## **Lista de abreviaturas**

AVDs – Atividades da Vida Diária

DGS – Direção Geral da Saúde

FC – Frequência Cardíaca

INE - Instituto Nacional de Estatística

OMS – Organização Mundial de Saúde

SNC – Sistema Nervoso Central

## Introdução

Nas chamadas sociedades desenvolvidas, o envelhecimento demográfico já é considerado um dos fenômenos mais relevantes do século XXI. O aumento da expectativa média de vida, apesar de ser uma conquista notável, também se traduz num grande desafio para a sociedade e para os serviços de saúde (Poirier & Berger, 1995). Segundo o relatório da OMS, em 2050, é esperado que a população mundial com 60 ou mais anos, atinja os dois bilhões, mais 900 milhões do que em 2015 (OMS, 2015). Desta forma, em Portugal, uma criança nascida em 2016 pode esperar viver, em média, mais 13,7 anos do que uma nascida na década de 70 do século XX (PORDATA, 2018). Perante a atual situação dos restantes países da União Europeia, Portugal exibe o quinto valor mais alto de índice de envelhecimento e o terceiro valor mais baixo de índice de renovação em idade ativa (INE, 2015).

A maior parte dos problemas de saúde encarados por pessoas mais idosas associa-se a condições crónicas, principalmente doenças não transmissíveis. Muitas destas doenças podem ser precavidadas ou adiadas através da implementação de comportamentos saudáveis. O envelhecimento saudável é mais do que a ausência de doença, implicando, na população mais velha, a manutenção da capacidade funcional (OMS, 2015). A prática de atividade física é um meio de promoção da saúde e redução de fatores de risco (OMS, 2006), permitindo manter o bom funcionamento cognitivo e ajudando na integração social (OMS, 2004). Atividades da vida diária (AVDs) como levantar da cama, subir e descer escadas, vestir, entre outras ficam comprometidas (Poirier & Berger, 1995) uma vez que requerem um nível mínimo de força muscular, equilíbrio, flexibilidade e coordenação (Melo, 2013). Todos estes requisitos são obtidos com a prática regular de atividade física. Spirduso (2005) refere que o treino da estabilidade postural melhora a autoconfiança de pessoas idosas, as suas capacidades funcionais, e melhora a sua mobilidade e controlo postural. Aprimorar o desempenho em AVDs que requerem estabilidade é essencial para o acompanhamento e deteção de possíveis perturbações do equilíbrio em idosos.

Desta forma, Brandalize et al., (2011) referem que com o crescimento da população idosa e da perda da capacidade funcional inerente ao processo de envelhecimento, é importante investigar e recorrer a medidas que possam oferecer um envelhecimento mais saudável.

Em Portugal, apesar do envelhecimento da população venha a ser estudado nas suas diversas dimensões, os estudos que se focam nas consequências do processo de envelhecimento na aptidão física e os seus impactos na qualidade de vida e saúde são limitados. A isto junta-se o facto da investigação nesta área ser principalmente desenvolvida por centros de investigação situados mais a litoral, não englobando amostras significativas das regiões do interior, de baixa densidade populacional e com costumes, tradições e culturais sociais e económicas distintas. Hoje em dia, sabe-se que o sucesso na implementação de estratégias e políticas que promovam o envelhecimento ativo nas suas diversas dimensões depende do contexto da região em causa, pelo que é importante surgirem estudos que nos deem informações mais detalhadas sobre as populações locais. Desta forma, o principal foco deste estudo pretende caracterizar os efeitos da idade e género nas variáveis da força muscular nomeadamente, na articulação tibiotársica, e a sua implicação na estabilidade postural e aptidão física funcional dos jovens e idosos fisicamente ativos do concelho da Guarda.

O presente estudo encontra-se organizado por capítulos e respeita à seguinte estrutura:

- Capítulo I – Apresenta a revisão da literatura, que descreve o processo de envelhecimento, a atividade física e os seus benefícios, os declínios inerentes ao processo de envelhecimento e uma abordagem à estabilidade postural.
- Capítulo II – Desmistifica sinteticamente o problema, os objetivos e as hipóteses formulados para o estudo.
- Capítulo III – Identifica e caracteriza os participantes da amostra, materiais e métodos utilizados no processo de recolhimento, processamento e tratamento estatístico de dados.
- Capítulo IV – Expõe os resultados obtidos, de forma breve, clara e objetiva.
- Capítulo V – Contempla a discussão dos resultados obtidos, a relação com outros trabalhos efetuados com o mesmo intuito, em termos de semelhanças e diferenças.

Segue-se a apresentação sucinta das conclusões do trabalho, reportadas ao objetivo e hipótese formulados inicialmente para o estudo. Por último, apresenta-se todas as referências bibliográficas utilizadas na criação deste documento.



# **CAPÍTULO I: Revisão Bibliográfica**

# 1. Revisão Bibliográfica

## 1.1. Envelhecimento

A OMS define envelhecimento como a população idosa acima dos 65 anos quando se trata de países desenvolvidos. A lei natural da vida é nascer, crescer, envelhecer e, morrer DGS (2004, p.3). De acordo com Schneider & Irigaray (2008) o envelhecimento é um processo dinâmico interligado a fatores cronológicos, biológicos, psicológicos e sociais e que atinge todos os seres humanos. Otín et. al (2013) assinala o envelhecimento como uma perda progressiva da integridade fisiológica e funcional, aumentando a vulnerabilidade às principais patologias humanas e à morte. Squire (2002) associa esta fase específica do ciclo de vida como a “idade da reforma”.

O crescimento da população envelhecida nas últimas décadas constituiu-se como uma das modificações que mais se sobressaem mundialmente. Segundo as Nações Unidas (2017) a expectativa para 2050 é que 2080,5 milhões da população sejam compostos por pessoas com 60 ou mais anos havendo assim um crescimento, de 46,25% comparativamente ao ano de 2017. Portugal não foge a esse desenvolvimento.

Os dados do Instituto Nacional de Estatística (INE) mostram que o processo de envelhecimento em Portugal traduz uma alteração demográfica. Entre 1981 e 2019, assistiu-se a uma diminuição de 25,3% para 13,6% do número de jovens (0 a 14 anos), e a um aumento de 11,5% para 22,0% no número de idosos (65 ou mais anos). O número de idosos ultrapassou o número de jovens pela primeira vez no ano de 2000. Portugal detém o quinto valor mais alto de envelhecimento da União Europeia e prevê-se que em 2050, tenha uma população com 3748 milhares de idosos e que chegue a atingir 41,7% da população em 2050 (Nações Unidas, 2017). Quanto às variações entre as regiões portuguesas, e embora este fenómeno seja transversal a todo o país, verifica-se que, em termos absolutos, o Norte surge como a região com mais população envelhecida e, seguidamente, a Área Metropolitana de Lisboa, estando em último lugar a região Sul do país, o Algarve, excetuando as regiões autónomas dos Açores e da Madeira (Comissão Europeia, 2017).

Moura (2009) narra que a diminuição da natalidade é por sua vez, uma causa para o grande crescimento demográfico da população da terceira idade e não só, o aumento da esperança média de vida da população como se pensou, durante tempos. Em

todo o mundo e de acordo com a OMS (2005) foram registadas diminuições repentinas nas taxas de fertilidade estimando-se que, até 2025, 120 países terão alcançado taxas de fertilidade total menores que o nível de reposição (média 2,1 crianças por mulher). Em 2005, segundo a mesma fonte, 70 países já possuíam valores de fertilização inferiores ao nível de reposição, sendo que em 1975 apenas 22 países possuíam esse índice. O planeamento familiar e a entrada das mulheres para o mercado de trabalho podem ser umas das justificações para esta ocorrência.

Em jeito de conclusão, o crescimento da população de terceira idade encontra-se também interligado com as melhorias das condições de vida, a diminuição da mortalidade infantil, o aumento do conhecimento nas áreas médicas e a diminuição da mortalidade.

## **1.2. Alterações fisiológicas e funcionais ao longo da vida**

Com o avançar da idade, o organismo humano passa por um processo natural de envelhecimento, gerando alterações estruturais e funcionais no organismo tornando, em maior parte dos casos, a população idosa dependente desde as AVDs para uma vida independente até às ações mais complexas do quotidiano (Camara et al., 2008).

O processo de envelhecimento tem sido tratado em torno da perda gradual de capacidades e aptidões físicas e intelectuais e a existência de limiares de perda funcional que definem alterações qualitativas no comportamento dos indivíduos (Silva, 2006). Birren e Schroots (1996) organizam o envelhecimento em três subdivisões: envelhecimento primário, envelhecimento secundário e envelhecimento terciário. O envelhecimento primário, para os mesmos autores, também conhecido como envelhecimento normal ou senescência, atinge de forma gradual e progressiva o organismo e é explicado como um irreversível dano da estrutura e função celular, independentemente da existência de qualquer doença ou influência do meio ambiente. Por seu lado, o envelhecimento secundário ou patológico é definido através das alterações fisiológicas evitáveis que surgem na consequência de doenças fora do processo normal de envelhecimento e de interações com fatores externos e ambientais, como por exemplo o tabagismo e a exposição à radiação ultravioleta (Holloszy, 2000). Spirduso (2005) afirma que apesar das causas serem distintas o envelhecimento primário e secundário estão fortemente interligados: o *stress* ambiental e as doenças

podem tornar possível a aceleração dos processos básicos de envelhecimento e, por seu lado, estes têm a capacidade de aumentar a vulnerabilidade do indivíduo ao stress ambiental e a doenças. O envelhecimento terciário ou terminal é caracterizado por grande desgaste físico e cognitivo, causados pelo aglomerar dos efeitos do processo de envelhecimento, mas também por patologias associadas à idade (Birren & Schroots, 1996). Posto isto, subentende-se que o envelhecimento do organismo esteja relacionado de forma direta com a perda gradual de neurónios motores devido, precisamente, à apoptose celular que lhe é característica (Aagaard et al., 2010).

No sistema cardiovascular ocorre, sobretudo, a diminuição do débito cardíaco, da frequência cardíaca e do volume sistólico e, aumenta a pressão arterial, a concentração de ácido láctico e do débito de O<sub>2</sub>, resultando numa inferior capacidade de adaptação ao exercício físico e recuperação após o mesmo (Matsudo & Matsudo, 2000). No miocárdio ocorre um acréscimo do sistema de colagénio, o que provoca um aumento da rigidez da parede do músculo cardíaco. Além disto, aumenta o depósito de gordura e substâncias amiloides, podendo causar arteriosclerose, o que ajuda na perda da propriedade elástica das artérias (Gallahue & Ozmun, 2005). A arteriosclerose é uma doença que prejudica predominantemente as artérias de médio calibre (artérias coronárias, aorta, ilíacas, femorais e do pescoço: as carótidas, as renais, cerebrais e basilares) e que se caracteriza pela modificação da dilatação vascular, inflamação e acumulação de lípidos (colesterol e outros elementos de gordura), cálcio e restos celulares, nas paredes arteriais (Silva, 2017). Estes são causas que contribuem em grande parte para as modificações acima descritas.

Quanto ao débito cardíaco, a revisão da literatura refere que se vai reduzindo progressivamente com o passar dos anos (Shepard, 2003). Stratton et al., (1994) acrescentam que o decréscimo do débito cardíaco máximo, associado à idade, decorre da frequência cardíaca máxima. A frequência cardíaca sofre também alterações. Para Spirduso (2005) e Shepard (2003) com o decorrer do processo de envelhecimento, a FC em repouso não é afetada por nenhuma modificação relevante. Já em esforço máximo ou submáximo, estes autores afirmam que existe um declínio abrupto na FC.

De acordo com a literatura, pode-se referir que o efeito destas modificações negativas no sistema cardíaco, que provocam graves riscos para a saúde do organismo humano, poderia ser atenuado pela prática de atividade física. Para Spirduso e Cronin

(2001), a atividade física minimiza os riscos de enfarte e doenças cardiovasculares em qualquer escalão etário. Gallahue e Ozmun (2005) acrescentam e mencionam que, o estilo de vida, a idade e doenças, resultam no declínio das funções respiratórias e circulatórias, pelo que alterações no estilo de vida consigam resultar num aprimoramento da capacidade dos sistemas orgânicos.

No sistema respiratório, com o decorrer da idade, também surgem algumas alterações anatómicas e fisiológicas tais como: a diminuição da elasticidade pulmonar, da capacidade de difusão de oxigénio e dos fluxos expiratórios, a elevação da complacência pulmonar, o fecho das pequenas vias aéreas e, finalmente, o fecho prematuro das vias aéreas conforme mencionam Gorzoni e Russo (2002). A juntar a estas modificações ocorre ainda: uma redução da força dos músculos respiratórios, da capacidade vital, da pressão arterial de oxigénio, da complacência da parede torácica, da taxa de fluxo expiratório, da sensibilidade respiratória à hipoxia e da difusão pulmonar de CO<sub>2</sub>, da elasticidade pulmonar, da capacidade vital e o aumento do volume residual e endurecimento da caixa torácica (Shephard, 2003). O consumo máximo de oxigénio (VO<sub>2</sub>max) reduz com o envelhecimento originado pelo decréscimo da massa ventricular (Affiune, 2002) e da redução arteriovenosa de oxigénio e diminuição do débito cardíaco máximo (Stratton et al., 1994).

Desta forma, pode-se dizer que, a capacidade aeróbia máxima diminui com o decorrer da idade, contudo, existem estudos que comprovam que as pessoas fisicamente ativas apresentam melhor capacidade aeróbia do que as restantes (Hayflick, 1997). O mesmo autor salienta que as pessoas idosas fisicamente ativas têm a capacidade aeróbia máxima igual à de jovens ativos. A atividade física promove no idoso um decréscimo da fadiga e uma melhora da capacidade aeróbia (Gozoni & Russo, 2002). Diversos declínios do sistema respiratório podem ser minimizados quando se exerce a prática de atividades aeróbias (Gallahue & Ozmun, 2005).

Relativamente ao sistema neuromuscular, o indivíduo perde neurónios motores e, por sua vez, o número de unidades motoras diminui Klass, Baudry & Duchateau (2007), sendo esta alteração mencionada em diversos estudos científicos, tais como o de Campbell, McComas e Petito (1973). No estudo destes autores, é descrito que a amostra com idades compreendidas entre 60 e 96 anos possui apenas 30% do número total de unidades motoras no músculo extensor *digitorum brevis*, quando comparados com

indivíduos com idades entre os 3 e os 60 anos de idade. Vandervoort e McComas (1986) num estudo constituído por amostras de idades diferentes, registou que o número de unidades motoras do músculo solear é muito mais elevado em pessoas jovens e de média idade (5-50 anos) comparativamente a pessoas muito idosas (90 anos). Todavia, no estudo de Dalton et al., (2008), o número de unidades motoras do músculo solear não se mostrou estatisticamente diferente entre jovens ( $\pm 27$  anos) e idosos ( $\pm 75$  anos). Já no estudo de McNeil et al., (2005), observou-se um decréscimo do número de unidades motoras no músculo tibial anterior em idosos ( $\pm 66$  anos) quando comparados a jovens ( $\pm 27$  anos). McNeil et al., (2005), compararam ainda indivíduos muito idosos ( $\pm 82$  anos) e registaram que estes apresentaram um decréscimo de 61%, isto é, um declínio muito mais drástico relativamente aos valores encontrados em indivíduos mais jovens. Em experiências levadas a cabo a partir de autópsias humanas, Kawamura et al., (1987), conseguiu analisar de forma exequível que o envelhecimento é guiado por sua vez com uma redução do número e diâmetro de neurónios motores mielinizados nas raízes ventrais, assim como por uma perda acelerada de axónios de grande diâmetro.

A privação de neurónios motores, relacionada com o aumento da idade, causa um declínio do número e tamanho das fibras musculares (sarcopenia), que se traduz num decréscimo do desempenho muscular (Aagaard et al., 2010). A sarcopenia está associada à perda da qualidade da função contrátil (Evans & Campbell, 1993) e é causada por modificações na transmissão neuromuscular, na arquitetura do músculo e tendões, na composição das fibras, no processo de excitação-contração e alterações no metabolismo (Pillard et al., 2011). A sarcopenia provoca alterações no corpo dos idosos, como: a redução da sensibilidade à insulina, uma menor capacidade aeróbia, decréscimo da densidade óssea, menor força muscular e diminuição da taxa de metabolismo basal (Rossi & Sader, 2002). Para este autor e para Fleck e Kraemer (1999), a atrofia da massa muscular surge provavelmente dado a uma perda progressiva e preferencial das fibras musculares do tipo II, consideradas as fibras rápidas. Os mesmos autores reforçam que essa atrofia está interligada com um decréscimo na força. Rossi e Sader (2002) declara que ainda que após os 30 anos, surge uma redução da área transversal do músculo e um aumento do colagénio e da massa gorda. Já o número de fibras rápidas começa a reduzir ligeiramente depois dos 50 anos, e a sua diminuição corresponde a cerca de 10% por década. Med et al., (2012), justificam que mesmo em pessoas saudáveis, a massa muscular decresce aproximadamente 1% a partir do seu pico (20-30

anos) e aumenta aproximadamente a partir dos 50 anos, em particular nos membros inferiores.

A destruição de tecido muscular acarreta um decréscimo da força, sendo essa atrofia muscular se calhar o resultado direto da inatividade física prolongada (Gallahue & Ozmun, 2005). Os mesmos autores referem que, comparando a força com a resistência muscular, a resistência é menos afetada pelo envelhecimento. Desta forma, é importante ressaltar que, cada vez mais, tem vindo a ser comprovado que a causa mais importante da sarcopenia é a inatividade física (Med et al., 2012). Ademais, vários estudos consentem que o treino de força é capaz de provocar um aumento da frequência máxima de disparo dos neurónios motores nos idosos e poderá ainda excluir a diminuição destes face ao avançar da idade (Kamen & Knight, 2004).

### **1.2.1. Alterações neuromusculares**

Com recurso a vários ensaios empíricos, inferiu-se que a fadiga diminui o desempenho motor nos seus distintos aspetos, sobretudo no controlo motor fino e na força (Tracy & Enoka, 2002) sendo acompanhada por uma maior redução na ativação voluntária (Senefeld, Pereira, Elliott, Yoon, & Hunter, 2018). No processo de envelhecimento verificam-se importantes alterações no sistema neuromuscular, que se manifestam na redução de capacidades como a força máxima, a potência, a velocidade, a flexibilidade ou precisão de movimentos. Estas alterações associadas ao processo de envelhecimento têm uma incidência direta na atividade muscular, afetando os diferentes níveis envolvidos no controlo neuromuscular (Correia, et al., 2006).

Num estudo em que se examinou a força máxima de uma amostra jovem com uma mais idosa, observou-se que o grupo de idosos detinha menor força máxima do que a amostra mais jovem. A diminuição da taxa de produção de força foi ainda mais realçada do que o decréscimo da força máxima (Wu, Delahunt, Ditroilo, Lowery & De Vito, 2016).

No escalão etário idoso, o declínio da força máxima, é causado por uma série de alterações que afetam o sistema nervoso e músculo-esquelético (Klass, Baudry & Duchateau, 2007). Uma das origens da diminuição da força é o decréscimo do número e do tamanho das fibras, que conduz ainda ao declínio da taxa de produção de força

(Aagaard et al., 2010). Porém, o prejuízo na capacidade de força máxima e explosiva, em idosos, pode por seu lado ser atribuído a uma diminuição da frequência de disparo das unidades motoras e/ou do número de unidades motoras recrutadas (Brown, Strong e Snow, 1988). A ativação neuromuscular é o processo pelo qual a força muscular é licitada através do recrutamento e codificação da taxa de unidades motoras (Clark & Fielding, 2012).

O valor normativo associado à força explosiva diminui duas vezes mais que o valor da força máximo com o decorrer do processo de envelhecimento (Skelton et al., 1994). Uma vez que, a força explosiva provem, da influência recíproca entre a componente força com a componente velocidade (McKinnon et al., 2017), esta deve-se igualmente ao decréscimo das fibras de contração rápida, visto que estas passam por uma diminuição de tamanho à medida que a idade aumenta quando confrontadas com as fibras de contração lenta (Matsudo, 2001). Os principais fatores que causam a redução da força explosiva encontram-se no SNC, num decréscimo do transporte das fibras nervosas bem como um enfraquecimento da velocidade de transmissão na junção neuromuscular (Kauffman, 2001). Uma diminuição da força explosiva está familiarizada com uma mobilidade reduzida (Basse et al., 1992), assim como com um acréscimo do número de quedas (Skelton, Kennedy & Rutherford, 2002).

Além das alterações musculares já referidas, são ainda observadas modificações do comando neural central, o que causa numa diminuição da ativação dos músculos agonistas e/ou num progresso da coativação dos músculos antagonistas (Bilodeau, Matthew, Nichols, Joiner & Weeks, 2001). Grande parte dos movimentos que realizamos é de natureza balística, estando presente um padrão agonista/antagonista caracterizado por padrão fásico reciprocamente organizado. Isto significa que à ativação de um músculo corresponde o silêncio do seu antagonista, e vice-versa, com um período de coativação “mínimo” (Correia, et al., 2006).

Izquierdo et al., (1999) e Macaluso et al., (2002) descobriram valores de coativação, mais elevados na amostra idosa, quando confrontados com uma população mais jovem. Carolan & Cafarelli (1992) sugeriram que uma coativação elevada do antagonista pode minimizar a ativação do músculo agonista, diminuindo assim a performance. Klass et al., (2007) concluíram que, apesar de um grande crescimento da coativação faculte prejudicialmente a produção de força do agonista, pequenos aumentos da coativação não demonstram estar relacionados com a diminuição da



produção de força do agonista, pelo menos durante uma contração voluntária máxima. Em situação dinâmica, Franz & Kram (2013) investigaram os efeitos da idade sobre as amplitudes e o ritmo da atividade muscular da perna durante a caminhada no plano horizontal, na subida e na descida constatando que nem a subida nem a descida afetaram a maior coativação dos músculos antagonistas em idosos *versus* jovens. Desta forma, o acréscimo da coativação demonstra então auxiliar no processo de estabilização. Os próprios jovens adultos saudáveis aumentam o nível de coativação do antagonista assim que se deparam com situações de estabilidade comprometida (Hortobágyi & DeVita, 2006). Contudo, elevados níveis de coativação podem afetar negativamente a produção de força. Posto isto, acrescenta-se que um déficit da ativação voluntária em idosos denota-se com uma menor atividade física (Harridge, Kryger & Stensgaard, 1999).

Todavia, o declínio destas variáveis pode ser diminuído com a prática diária de exercício físico, nomeadamente através do treino de força. Nelson et al. (2007), provaram que quando praticados exercícios de força de 2 a 3 dias por semana, estes têm a capacidade de impugnar a fraqueza, debilidade e as consequências resultantes do processo de envelhecimento dos idosos, favorecendo no aumento da força e massa muscular e resguardando ainda a densidade óssea. Através do treino de força realizado de 2 a 3 vezes por semana, Mayer et al. (2011), revelaram também que conseguiram aumentar consideravelmente a força muscular.

### **1.3. Envelhecimento e estabilidade postural**

A melhoria das condições de saúde e a crescente esperança média de vida no Mundo, acarretou o crescimento da população de terceira idade. Com o avanço da idade, o organismo humano passa por um processo natural de envelhecimento, gerando modificações funcionais e estruturais no organismo. O envelhecimento causa défices sobre o sistema que mantém o equilíbrio humano.

O equilíbrio ou estabilidade postural é uma função complexa que necessita da incorporação da produção adequada da força muscular, dos sistemas sensoriais visual, proprioceptivo e vestibular e a organização dessas informações pelo sistema nervoso central (Gerdhem, Ringsberg & Åkesson, 2006). O equilíbrio consiste na capacidade de controlar o centro de massa em relação à base de apoio. O centro de massa é definido

como um ponto que está no centro da massa corporal total, que é determinado pela média ponderada do centro de massa de cada segmento (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). O centro de massa é a variável chave que é controlada pelo sistema de controle postural. A projeção vertical do centro de massa é definida como o centro de pressão. A base de suporte é definida como a área do corpo que está em contato com a superfície de suporte. Ou seja, o equilíbrio significa controlar a projeção vertical do centro de massa em relação à base de suporte (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Silveira et al. (2006, p.67) define equilíbrio como a manutenção de uma postura particular do corpo com um mínimo de oscilação (equilíbrio estático) ou a manutenção da postura durante o desempenho de uma habilidade motora que tenda a perturbar a orientação do corpo (equilíbrio dinâmico).

Associado a todo este decurso de diminuição do desempenho muscular existem alterações que provocam uma diminuição dos níveis de força e um aumento no tempo para a produção de força máxima num indivíduo sendo mais visíveis na parte inferior do corpo do que na parte superior, o que leva a um menor desempenho muscular dessa parte do corpo (Medina, 1996). Este decréscimo pode acarretar uma maior ocorrência de quedas dos idosos. As quedas são a principal causa de visitas relacionadas a ferimentos em situações de emergência e a principal etiologia das mortes acidentais em pessoas com mais de 65 anos (Benjuya, Melzer & Kaplanski, 2004). Segundo Holte et al. (2015) as quedas resultam da interação entre diversos fatores fisiológicos e ambientais onde, por exemplo, a perda de força muscular e tempos de reação mais lentos são algumas das manifestações mais frequentes entre idosos que caem.

A falta de equilíbrio corroborada pelo estudo de Gehlsen & Whaley (1990) é uma das principais causas para a queda em idosos. Segundo Karuka et al. (2011) estima-se que a prevalência de queixas de falta de equilíbrio na população acima dos 65 anos chegue a 85%. Alves & Scheicher (2011) apresentam um estudo que foi possível observar que o equilíbrio postural foi significativamente maior nos idosos não institucionalizados do que nos idosos institucionalizados.

O sistema nervoso fica comprometido dadas às limitações no processamento de informação sensorial, gestão dos processos cognitivos e programação da resposta adequada para manutenção da estabilidade postural (Simoceli et al., 2003; Ganança et al., 2006; Figueiredo et al., 2007). Este sistema tem um papel preponderante no controle postural, através da coordenação e controle da posição do corpo no espaço (Shumway-

Cook & Woollacott, 2012). Por exemplo, quando sujeitos a pequenas perturbações de equilíbrio, a resposta do tibial anterior de indivíduos instáveis é ligeiramente mais baixa em idosos com menor capacidade de estabilidade quando comparados com idosos mais estáveis ou adultos jovens. No entanto, quando sujeitos a maiores perturbações, tanto os idosos estáveis como os instáveis mostram respostas significativamente menores em relação a adultos jovens. Isto mostra que idosos estáveis e instáveis têm uma menor capacidade de resposta quando comparados com adultos jovens, mas apenas é possível observar essa diferença quando estes são colocados perante perturbações de equilíbrio acrescidas. Em perturbações de equilíbrio pequenas ou lentas, o controlo postural dos adultos mais jovens é maioritariamente dominado pela articulação do tornozelo, já os idosos estáveis e instáveis usam significativamente menos a articulação do tornozelo e observa-se um aumento do uso da anca como resposta à perturbação causada. Indivíduos mais jovens provam uma ativação maior nos músculos da articulação mais proximal à da zona de perturbação da estabilidade, por sua vez, nos indivíduos idosos é possível observar uma maior ativação dos músculos envolventes das articulações mais distantes, quando comparados com os indivíduos mais jovens. Uma das razões deste acontecimento deve-se ao facto do declínio da força na articulação do tornozelo, o que leva o idoso a ter uma maior ativação nos músculos mais distais em relação ao centro da perturbação. Indivíduos mais idosos recorrem também a outras alternativas, como a flexão dos joelhos ou o uso dos braços como recursos para a manutenção do equilíbrio (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

As componentes motoras da estabilidade postural são controladas a partir de respostas posturais automáticas que podem ser influenciadas pelas estratégias utilizadas (Nashner & McCollum, 1985).

**Tabela 1** - Estratégias que influenciam as respostas posturais automáticas (adaptado de Melo, 2006).

<b>Estratégias</b>	
<b>Tornozelo</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>A perturbação é lenta ou pequena, em superfície normalmente firme e é em geral utilizada pelos indivíduos jovens e adultos.</li> </ul>
<b>Anca</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>A perturbação é grande ou rápida, em superfície instável ou reduzida e por norma é utilizada pelos idosos.</li> </ul>
<b>Suspensão</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>O indivíduo se inclina ligeiramente à frente, com flexão bilateral da anca e joelhos de forma a assumir uma posição sentada, baixando o centro de gravidade para facilitar o equilíbrio.</li> </ul>
<b>Passo</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>A perturbação é tão grande e rápida que nenhuma das outras estratégias é eficaz e é necessário realizar um passo em qualquer direção, de forma a evitar uma queda.</li> </ul>

O declínio sensorial e o processamento cognitivo afetam também negativamente o controlo postural (Maki & McIlroy, 1996). Dos sistemas sensoriais implicados no

controle motor fazem parte o sistema visual, o sistema somatossensorial e o sistema vestibular (Spirduso, 2005).

**Tabela 2** - Sistemas que influenciam a manutenção da estabilidade postural (adaptado de Spirduso, 2005).

<b>Sistema sensorial</b>	<b>Tipo de informação fornecida</b>
<b>Vestibular</b>	Posição e movimento da cabeça no espaço; auxilia na resolução do conflito sensorial.
<b>Visual</b>	<i>Layout</i> do ambiente circundante; posição dos membros em relação a outros membros; posição do corpo em relação aos objetos no espaço; navegação durante a locomoção, antecipação das mudanças de superfície; evitar obstáculos durante a locomoção.
<b>Somatossensorial</b>	Posição espacial e movimento do corpo em relação à superfície de suporte; posição e movimento dos segmentos do corpo em relação um ao outro (proprioceptores).

De acordo com Benjuya et al. (2004), os indivíduos jovens são capazes de mudar de uma fonte sensorial (visão) para uma fonte alternativa (cutânea e propriocepção) quando a estabilidade é desafiada. O mesmo não acontece com os idosos, que não se baseiam na variedade de fontes sensoriais disponíveis quando a estabilidade é desafiada. No entanto, responde de forma uniforme a toda a gama de condições da tarefa, enrijecendo a articulação do tornozelo (Shumway-Cook & Woollacott, 2012).

Como Baraúna et al. (2004) refere, as quantificações das oscilações corporais devem ser investigadas de modo a serem utilizadas na identificação do idoso com tendência à queda, para que seja possível intervir antes dessa ocorrência. Uma forma de avaliar a estabilidade de uma postura estática é examinar os limites espaciais/temporais da incapacidade postural, através da medição da trajetória centro de pressão (COP) relativamente aos limites de estabilidade geométrica estimados (contornos dos pés) ou pelos limites funcionais de estabilidade (movimento COP durante esforços máximos de balanço anteroposteriores, mediolaterais e diagonais) (Shumway-Cook & Woollacott, 2012). Os mesmos autores referem que a magnitude total, a velocidade de oscilação espontânea e o COP são vistos como bons medidores do controlo do equilíbrio. Deslocamentos maiores do COP são por norma interpretados como reflexo de um controlo postural deficiente, contudo, determinados idosos podem usar maiores desvios de COP e com maior frequência apenas para que os seus sistemas sensoriais obtenham mais informações sobre a sua postura, enquanto estes permanecem dentro dos seus limites de estabilidade (Winter et al., 1990).

A forma mais comum a que se recorre para se estudar o controlo postural e avaliar o comportamento (nomeadamente a oscilação do corpo) é durante a postura ereta quieta. O controlo postural pode ser avaliado de diversas formas e através de vários instrumentos de avaliação. A avaliação pode ser qualitativa, como o Functional Reach Test, Escala do Equilíbrio de Berg, Test Parallel Semi- Tandem, Tandem e Stand, ou

quantitativa através de testes como os testes de avaliação do centro de pressão, através de plataformas de força ou estabilometria (Duarte, 2000).

O Functional Reach Test é utilizado para avaliar o alcance funcional anterior e avalia os limites da estabilidade na posição em pé (Duncan et al., 1990). A execução deste teste define-se como a capacidade máxima de distância anterior que o indivíduo consegue alcançar, com o ombro a 90° de flexão e o respetivo membro superior em extensão, os dedos das mãos mantêm-se em flexão, mantendo a base de sustentação fixa.

Os testes de avaliação da oscilação do COP são efetuados através de plataformas de estabilometria e força. A estabilometria é a medida e o registo da contínua oscilação do corpo humano. É um método de avaliação do equilíbrio postural do corpo humano por meio da quantificação das suas oscilações, medindo-se os níveis de estabilidade enquanto se está parado em posição ereta. A variável mais usada para a análise das oscilações do corpo humano é o COP. O COP é o ponto de aplicação das resultantes das forças atuando sobre a superfície de suporte, é igual e oposto à média de localização de todas as forças que agem na plataforma de forças, como as forças musculares e articulares transmitidas ao chão (Winter, 1990).

Para analisar o equilíbrio postural através da avaliação do deslocamento do COP é recorrentemente usada a plataforma de forças. Este instrumento avalia de forma direta mecanismos biomecânicos e neuromusculares, como a força de reação no solo, momento de força nas articulações envolvidas na manutenção da postura (tornozelo, joelho, bacia/tronco), ajustes posturais necessários em velocidade e frequência de oscilação e a manutenção da estabilidade postural para a manutenção do equilíbrio (Howe et al, 2007; Winter et al., 2003).

## **CAPÍTULO II: Objetivos e Hipóteses**

## **2. Objetivos e hipóteses**

### **2.1. Definição do Problema**

Nos últimos anos, a esperança média de vida tem vindo a aumentar de forma exponencial, levando ao aumento substancial da percentagem de população idosa em cada país e que se espera continuar a crescer nas próximas décadas. Esta alteração demográfica representa um desafio para diferentes setores da sociedade. Importa agora perceber como é que o crescimento em número de anos de vida pode ser acompanhado em qualidade de vida por parte desta população, prolongando a independência pelo maior número de anos possível.

O envelhecimento provoca diversos declínios funcionais e fisiológicos, que têm como consequência o decréscimo das capacidades físicas e psicológicas dos indivíduos. Com o decorrer dos anos o desempenho motor do ser humano caracteriza-se por uma lentidão de movimentos, uma diminuição da força muscular ou produção máxima de força e uma perda da coordenação fina (Thompson, 1994).

Por seu lado, sabemos que o sedentarismo tem um impacto negativo seja na população idosa ou jovem. A inexistência da prática de atividade física adequada é conhecida por ter sérios efeitos negativos sobre a função fisiológica (Blair, 2009) e em casos de inatividade forçada, isso inicia o chamado processo de “envelhecimento acelerado” (McGuire et al. 2001). Como a maioria da população idosa não atende às diretrizes recomendadas para atividade física e é amplamente sedentária (Blair, 2009), a tendência é presumir que a inatividade é a condição inevitável para os humanos (Booth & Lees, 2006). No entanto, esta ideia é errada e a compreensão do impacto do envelhecimento na aptidão física e funcional só poderá ser devidamente estudada se o fator inatividade física for dissociado do processo envelhecimento uma vez que, uma deterioração funcional relacionada à idade medida em populações de pessoas sedentárias não reflete o processo de envelhecimento biológico, mas deve ser descrita como sendo produto do processo de envelhecimento sobreposto a um fundo de desuso.

Assim no presente estudo foram avaliadas as implicações das variáveis independentes, como o género e escalão etário, nas variáveis dependentes, entre elas a estabilidade postural, a aptidão funcional e a força muscular na flexão e dorsiflexão plantar da articulação tibiotársica recrutando-se idosos e jovens fisicamente ativos para

verificar o real efeito do envelhecimento eliminando desta forma o real efeito do fator sedentarismo.

## **2.2. Objetivos do estudo**

### ***Objetivo Geral***

Verificar os efeitos da idade e género nas variáveis da força muscular da articulação tibiotársica e a sua implicação na estabilidade postural e aptidão física funcional dos participantes jovens e idosos fisicamente ativos.

### ***Objetivos Específicos***

Este estudo procurou igualmente explorar associações entre força muscular, estabilidade postural e aptidão física funcional dos jovens e idosos. Dentro deste contexto, traçaram-se os seguintes objetivos específicos:

- Observar a influência do escalão etário e posteriormente do género sobre as capacidades funcionais dos participantes avaliados através dos testes: (i) velocidade de marcha aos 4 metros; (ii) sentar levantar da cadeira e; (iii) alcance funcional;
- Observar a influência do escalão etário e posteriormente do género sobre os valores máximos da força na flexão plantar e dorsiflexão da articulação tibiotársica;
- Observar a influência do escalão etário e posteriormente do género sobre os valores máximos da força na flexão plantar e dorsiflexão da articulação tibiotársica relativizados à quantidade de massa corporal e de massa magra dos membros inferiores;
- Observar a influência do escalão etário e posteriormente do género sobre os valores de estabilidade postural em diferentes condições de manipulação de base de sustentação;
- Verificar as associações entre as variáveis de força estudada, a estabilidade postural e o desempenho motor nos testes funcionais;



### **2.3. Hipóteses do Estudo**

H1: A velocidade de marcha torna-se progressivamente mais lenta com o processo de envelhecimento e é mais evidente nas mulheres;

H2: A estabilidade postural é influenciada pelo género e, à medida que a idade avança, verifica-se uma deterioração da mesma;

H3: O torque articular máximo isocinético diminui com a idade;

H4: A velocidade marcha aos 4m e o tempo na tarefa de levantar sentar da cadeira estão fortemente associadas às variáveis de estabilidade postural;

H5: Há uma correlação entre a estabilidade postural e as variáveis da força muscular, sobretudo na articulação tibiotársica.

# **CAPÍTULO III: Metodología**

### 3. Metodologia

#### 3.1. Local do Estudo

A recolha dos dados e as avaliações da amostra foram realizadas no Instituto Politécnico da Guarda no Laboratório de Rendimento Desportivo, Exercício Físico e Saúde.

#### 3.2. Tipo de Estudo

Trata-se de um estudo transversal que visa caracterizar os efeitos da idade (jovens adultos *vs.* idosos) e género (homens *vs.* mulheres) relativamente aos níveis de força muscular de flexão e dorsiflexão plantar e a sua implicação na estabilidade postural e aptidão física funcional.

#### 3.3. População do Estudo

A amostra do estudo foi constituída por 42 indivíduos, 22 jovens adultos e 20 idosos. A tabela 3 apresenta a média e desvio padrão, por género e por escalão etário, da idade, da altura, da massa corporal e do índice de massa corporal (IMC).

**Tabela 3** - Caracterização da amostra relativamente à idade, altura, massa corporal e índice de massa corporal (IMC), por género e escalão etário.

Escalão Etário	Género	Idade	Altura	Massa Corporal	IMC
Jovens	Feminino	22,27 ± 3,35	1,61 ± 0,04	60,36 ± 5,85	23,19 ± 1,82
	Masculino	22,09 ± 2,02	1,75 ± 0,09	73,13 ± 8,02	23,93 ± 1,66
Idosos	Feminino	63,91 ± 12,08	1,57 ± 0,04	63,89 ± 7,08	25,75 ± 3,12
	Masculino	68,60 ± 4,99	1,70 ± 0,05	75,16 ± 10,35	25,89 ± 2,68

Os voluntários do grupo de jovens adultos pertenciam ao Curso de Desporto do Instituto Politécnico da Guarda e praticavam desportos coletivos (futebol, andebol, voleibol e basquetebol), corrida e treino de força, de 4 a 5 vezes, num total de 4 a 6 horas por semana. Os idosos estavam inscritos no Programa Guarda+65, promovido pela Câmara Municipal da Guarda, e as atividades físicas por eles praticadas eram a hidroginástica, aulas de grupo (aeróbica, stretching) e treino de força, 3 a 5 vezes, num total de 3 a 5 horas por semana.

Todos os participantes do estudo foram devidamente informados sobre o protocolo experimental. O consentimento informado foi dado a ler aos voluntários e

foram prestadas informações adicionais sempre que solicitadas. Foi garantida aos participantes a confidencialidade dos dados pessoais e o seu anonimato.

Para participar no estudo, os participantes deveriam reunir os seguintes critérios de inclusão:

- Amostra do grupo dos idosos: ter idade acima dos 60 anos de idade;
- Amostra do grupo dos jovens: ter entre os 18 e 30 anos;
- Ser autónomo e independente na realização das atividades de vida diária;
- Praticar regularmente desporto ou exercício físico no mínimo de 3 sessões semanais;
- Aceitar e assinar o consentimento informado.

Foram excluídos todos os participantes que apresentaram os seguintes critérios:

- Ter patologias músculo-esqueléticas dos membros inferiores, cardiorrespiratórias ou outras que fossem limitativas da prática de exercício físico moderado;
- Dificuldades de mobilidade;
- Incompreensão da realização dos testes;
- Limitações físicas e cognitivas que impedissem a realização dos testes.

### **3.4. Procedimentos de Recolha de Dados**

Os dados foram recolhidos durante um dia e incluíram as seguintes variáveis: (i) composição corporal (por bioimpedância multifrequência); (ii) testes funcionais (tempo aos 4 metros de caminhada, levantar e sentar na cadeira e alcance funcional); (iii) estabilidade postural (através de plataforma de força) e (iv) força muscular dos flexores e dorsiflexores plantares (através da máquina isocinética).

Nos pontos que se seguem explicam-se os métodos e procedimentos seguidos para cada uma das variáveis analisadas. Antes da realização dos testes, os sujeitos realizaram um aquecimento estandardizado numa bicicleta ergométrica (Monark720), durante 5 minutos.

### 3.4.1. Composição Corporal

Para a avaliação da composição corporal utilizou-se um aparelho de bioimpedância multifrequência (*InBody*, 270; Fig. 1). Este dispositivo utiliza oito eletrodos e realiza medições em duas frequências (20 kHz e 100 kHz). Os indivíduos realizam o teste descalços e sem estar em contacto com qualquer aparelho eletrónico.



**Figura 1** – Avaliação da composição corporal (*Inbody*, 270).

### 3.4.2. Aptidão Funcional

Foram usados três testes para a avaliação funcional dos participantes: (i) velocidade de caminhada aos 4 metros; (ii) levantar e sentar na cadeira; e (iii) alcance funcional.

- **Velocidade de caminhada aos 4 metros**

O teste de velocidade de caminhada aos 4 metros foi adaptado do *Short Physical Performance Battery* (Pavasini et al., 2016). Este avalia a velocidade e equilíbrio dinâmico. Para o teste, o indivíduo caminhou, ao seu ritmo normal, uma distância de 4 metros, demarcada no chão. Cada participante realizou o teste duas vezes, tendo-se registado o melhor tempo alcançado. O tempo foi registado com um cronómetro digital.

- **Levantar e sentar da cadeira**

O teste de levantar e sentar da cadeira foi adotado da *Bateria de Testes de Rikli & Jones* (1999) e é utilizado para avaliar a força dos membros inferiores. O teste inicia-se com o participante sentado no meio da cadeira, com as costas direitas, pés afastados à largura dos ombros e totalmente apoiados no solo. Os membros superiores estão cruzados ao nível dos punhos e encontrados contra o peito. Ao sinal de “partida” o participante levanta-se até à extensão máxima dos membros inferiores (posição vertical)

e regressa à posição de sentado, sem utilizar os membros superiores. O avaliado é encorajado a completar o máximo de repetições num intervalo de tempo de 30 segundos. O avaliador conta o número de repetições corretas, enquanto controla o desempenho do participante para assegurar o maior rigor. Para este efeito, o avaliador podia, caso necessário, realizar chamadas de atenção verbais (ou gestuais) para corrigir um desempenho deficiente.

- **Teste de Alcance Funcional**

O teste de alcance funcional criado por Duncan et al. (1990) é bastante utilizado para identificar o risco de quedas e avalia o equilíbrio e controlo postural do avaliado dentro do limite de estabilidade e alcance anterior. Nesta avaliação o participante, encontra-se descalço e posicionado próximo do início da fita métrica com os pés paralelos entre si, perpendicularmente em relação à fita métrica que está presa a uma parede. A fita deve estar paralela ao chão, posicionada na altura do acrómio do individuo a avaliar. Com os punhos numa posição neutra, cotovelos estendidos e ombro com flexão de 90°, o voluntário realiza uma inclinação para a frente sem tocar na fita, procurando alcançar a maior inclinação sem se desequilibrar. O avaliador verifica e quantifica o deslocamento alcançado sobre ela (diferença entre a medida da posição inicial e final registrada na régua). O resultado do teste resulta da média das três tentativas.

### **3.4.3. Estabilidade Postural**

Para a avaliação dos diferentes indicadores da oscilação do COP foi usada a plataforma de força (Kistler, modelo 9260AA6, Suíça). Para este efeito foram realizados testes em duas diferentes condições de base de sustentação: (i) pés juntos, alinhados lado a lado, com olhos abertos (Fig. 2A; “Pés Juntos”); e (ii) pés juntos, alinhados lado a lado, em cima de uma superfície instável (esponja) (Fig. 2B; “Superfície Instável”). Cada participante realizou duas tentativas para cada um das condições com uma duração de 40 segundos e com 30 segundos de descanso entre cada execução.

Através da plataforma, foram registados força (F) e momentos (M) nas três direções (mediolateral - X; ântero-posterior - Y e vertical - Z). As posições do centro de pressão (COP) foram determinadas pelos registos obtidos nas direções anteroposterior (AP) e mediolateral (ML). A plataforma recolheu os dados a uma frequência de

amostragem de 1000Hz, com um filtro passa-baixo de quarta ordem *Butterworth* e frequência de corte de 10 Hz. O sinal foi registado digitalmente, através do *software BioWare* (Kistler, Suíça). Posteriormente, os dados foram exportados para ficheiros txt e analisados através de uma rotina customizada escrita no *software MATLAB*®, permitindo calcular o deslocamento da oscilação total (DOT) do COP, bem como o deslocamento da oscilação nas direções anteroposterior e mediolateral, nas diferentes condições de teste.



**Figura 2** - Avaliação da estabilidade postural na posição Pés Juntos (A) e Pés Juntos em superfície instável (B).

#### 3.4.4. Força Máxima

Para a avaliação da força máxima em torno do tornozelo foi medida a força efetuada no movimento de flexão plantar, produzido essencialmente pelo tricípite sural, e de dorsiflexão plantar produzido maioritariamente pelos músculos tibial anterior, extensor longo do hálux, extensor longo dos dedos, fibular terceiro e tibial posterior. No teste realizado os participantes, deitaram-se na cadeira para se proceder aos ajustes necessários numa primeira instância. O voluntário sentou-se na cadeira do dinamómetro e colocou um dos pés no suporte ligado ao dinamómetro e outro no apoio de suporte. O maléolo lateral foi utilizado como referência para alinhar o eixo de rotação da articulação tibiotársica com o eixo de rotação do dinamómetro. O apoio que suporta o membro inferior foi ajustado de forma a manter o joelho com uma flexão de 90° (Fig. 3). Depois subiu-se o encosto até o participante se sentir confortável (ângulo da anca

aproximadamente a 140°) e procedeu-se à fixação da posição através de cintos almofadados colocados em torno do tronco, anca e coxa (Fig. 3).



**Figura 3** - Avaliação da articulação tibiotársica na máquina isocinética.

Para a familiarização com o equipamento e com o procedimento de teste, os participantes realizaram duas repetições submáximas antes de cada teste. Um período de descanso de 60 segundos foi dado entre as repetições de familiarização e o teste propriamente dito. A avaliação consistiu na realização de 5 repetições isocinéticas máximas, modo concêntrico (flexores plantares) /concêntrico (dorsiflexores plantares), à velocidade angular de  $60^{\circ}.\text{seg}^{-1}$ . Em todos os testes foi dado *feedback* motivacional constante no sentido de garantir máxima produção de força. Foram testados ambos os lados, tendo-se registado o valor máximo alcançado do torque e do trabalho.

Posteriormente, procedeu-se também à normalização do torque máximo dos flexores e dorsiflexores plantares à quantidade de massa corporal [torque/mc = torque máximo (N.m)/massa corporal (Kg)] e à quantidade de massa magra dos membros inferiores [torque/ffm.mi = torque máximo (N.m)/quantidade massa magra (Kg)]. Realizou-se por sua vez, a normalização do trabalho máximo dos flexores e dorsiflexores plantares à quantidade de massa corporal [trabalho/mc = trabalho máximo (J)/massa corporal (Kg)] e à quantidade de massa magra dos membros inferiores [trabalho/ffm.mi = trabalho máximo (J)/quantidade massa magra (Kg)]. Estes



parâmetros fornecem informação sobre a quantidade de força e trabalho produzido por kg de massa corporal total e de massa magra dos membros inferiores.

### **3.4.5. Definição das variáveis em estudo**

Esta investigação teve como objetivo verificar os efeitos do escalão etário (jovens adultos *vs.* idosos) e género (masculino *vs.* feminino) nos níveis de torque muscular máximo de flexão e dorsiflexão plantar da articulação tibiotársica e a sua implicação na estabilidade postural e aptidão física funcional.

Assim, as variáveis independentes foram:

- Escalação etário [jovens adultos (18 a 30 anos) e idosos (acima de 59 anos)]
- Género [homens (jovens e idosos) e mulheres (jovens e idosos)]

As variáveis dependentes definidas foram as seguintes:

- Tempo no teste de caminhada de 4 metros (segundos);
- Número de repetições no teste de levantar e sentar da cadeira em 30 segundos;
- Distância alcançada no teste de alcance funcional (cm);
- Estabilidade postural (deslocamento COP total e nas direções anteroposterior e mediolateral);
- Torque máximo dos flexores plantares (N.m);
- Torque máximo dos dorsiflexores plantares (N.m);
- Torque máximo dos flexores plantares (N.m) relativizado à quantidade de massa corporal (torque/mc);
- Torque máximo dos flexores plantares (N.m) relativizado à quantidade de massa magra dos membros inferiores (torque/ffm.mi);
- Torque máximo dos dorsiflexores plantares (N.m) relativizado à quantidade de massa corporal (torque/mc);
- Torque máximo dos dorsiflexores plantares (N.m) relativizado à quantidade de massa magra dos membros inferiores (torque/ffm.mi);
- Trabalho máximo dos flexores plantares (J);

- Trabalho máximo dos dorsiflexores plantares (J);
- Trabalho máximo dos flexores plantares (J) relativizado à quantidade de massa corporal (trabalho/mc);
- Trabalho máximo dos flexores plantares (J) relativizado à quantidade de massa magra dos membros inferiores (trabalho/ffm.mi);
- Trabalho máximo dos dorsiflexores plantares (J) relativizado à quantidade de massa corporal (trabalho/mc);
- Trabalho máximo dos dorsiflexores plantares (J) relativizado à quantidade de massa magra dos membros inferiores (trabalho/ffm.mi).

#### **3.4.6. Análise Estatística**

A análise estatística dos dados foi efetuada através do *software* SPSS® (Statistical Package for the Social Science), versão 24. Na análise descritiva da amostra foram aplicadas estatísticas de sumário apropriadas. Após a análise exploratória, verificou-se a não normalidade dos dados da amostra, pelo que foram selecionados testes não paramétricos para realizar a estatística inferencial. Os testes não paramétricos utilizados foram o Teste U de Mann-Whitney para comparar o centro de localização das amostras, como forma de detetar diferenças entre as duas populações correspondentes. Em todos os procedimentos estatísticos foi adotado o nível de significância de 5% ( $p \leq 0,05$ ). As variáveis contínuas foram descritas utilizando a média, desvio-padrão (tabelas) e erro padrão (figuras).

# **CAPÍTULO IV: Apresentação de Resultados**

## 4. Apresentação dos resultados

### 4.1. Aptidão Funcional

A avaliação funcional consistiu na realização dos seguintes testes: (i) velocidade de caminhada aos 4 metros; (ii) levantar e sentar na cadeira; e (iii) alcance funcional. Nas subsecções que se seguem apresentam-se os resultados para cada um deles.

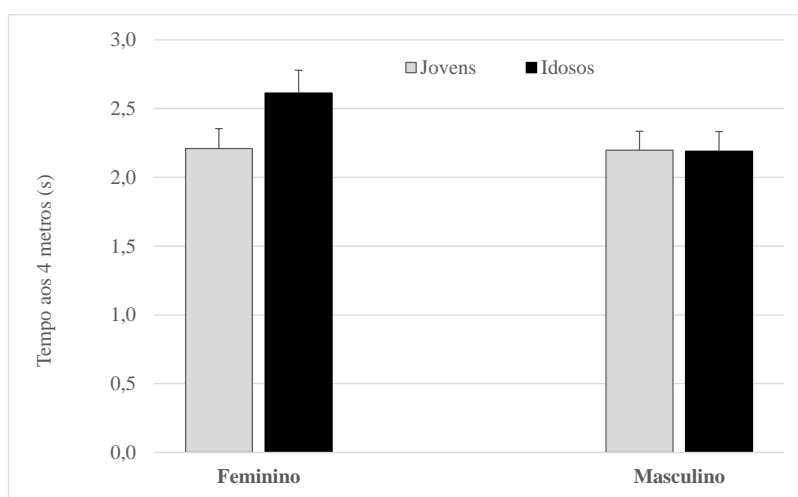
#### 4.1.1. Teste de velocidade de caminhada aos 4 metros

Na avaliação do tempo aos 4 metros de caminhada, não se verificou diferenças significativas entre jovens e idosos ( $P = 0,215$ ; Tabela 4).

**Tabela 4** - Média e respetivo desvio padrão do tempo no teste de marcha habitual aos 4 metros em função do escalão etário (idosos e jovens).

Escalão Etário	Jovens	Idosos	Valor P
Tempo (s)	2,20 ± 0,46	2,40 ± 0,52	$p = 0,215$

Ao observar o tempo demorado por escalões etários, dentro do mesmo género verificou-se que, em relação às mulheres, não existem diferenças entre os grupos ( $P = 0,072$ ; Fig. 4). Relativamente aos homens, também não se observou diferenças significativas entre grupos ( $P = 0,918$ ; Fig. 4).



**Figura 4** - Média e respetivo erro padrão do tempo no teste de marcha habitual aos 4 metros em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino).

#### 4.1.2. Teste de levantar e sentar da cadeira

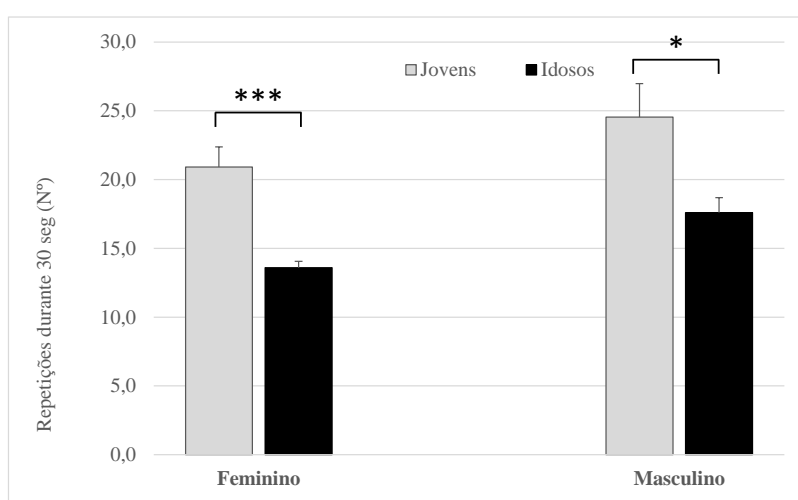
Como seria de esperar, verificaram-se diferenças significativas entre escalões etários relativamente ao número de repetições deste teste ( $P = 0,000$ ; Tabela 5); onde os

jovens, comparativamente aos idosos, realizaram maior número de repetições (+31,37%; Tabela 5).

**Tabela 5** - Média e respetivo desvio padrão do número de repetições na tarefa de sentar e levantar da cadeira durante 30 segundos em função do escalão etário (idosos e jovens).

Escalão Etário	Jovens	Idosos	Valor P
Nº de repetições	22,73 ± 6,76	15,60 ± 3,28	$p = 0,000^{***}$

A análise dos resultados por género mostra que, com o avançar da idade, o declínio do número de repetições acontece tanto nos homens (-28,29%;  $P = 0,036$ ), como nas mulheres (-34,96%;  $P < 0,0001$ ), embora essa diminuição tenha sido mais pronunciada nas mulheres (Fig. 5).



**Figura 5** - Média e respetivo erro padrão do número de repetições na atividade de sentar e levantar da cadeira durante 30 segundos em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). \*  $P \leq 0,05$ ; \*\*\*  $P \leq 0,001$

#### 4.1.3. Teste de alcance funcional

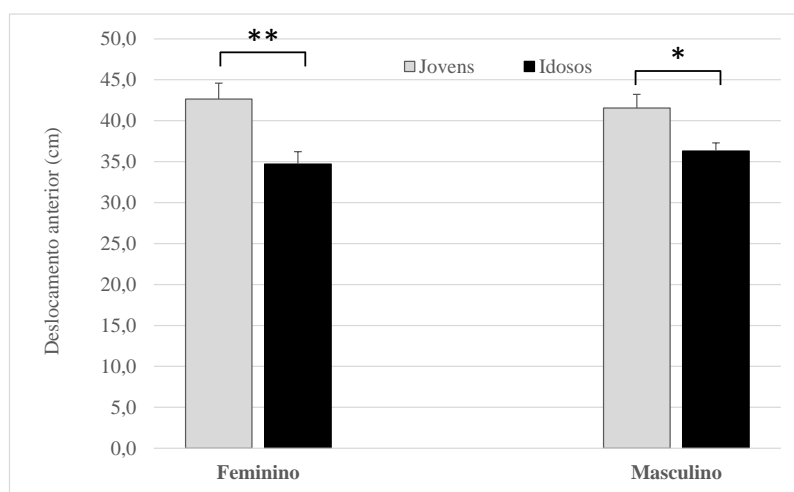
Na avaliação do alcance funcional anterior, verificaram-se diferenças significativas entre jovens e idosos ( $P < 0,0001$ ; Tabela 6) em que os jovens, comparativamente aos idosos, obtiveram um maior deslocamento anterior (+15,66%).

**Tabela 6** - Média e respetivo desvio padrão do deslocamento anterior no teste de alcance funcional em função do escalão etário (idosos e jovens).

Escalão Etário	Jovens	Idosos	Valor P
Deslocamento (cm)	42,09 ± 5,93	35,50 ± 4,05	$p = 0,000^{***}$

Também se observaram diferenças significativas entre o género masculino (41,55 ± 5,56) e género feminino (42,64 ± 6,50), respetivamente ( $P= 0,020$ ;  $P= 0,004$ ; Fig. 6).

A análise dos resultados por género mostra que existe um declínio do valor do deslocamento à medida que se envelhece acontecendo, tanto nos homens (-12,63%), como nas mulheres (-18,61%), embora essa diminuição tenha sido mais pronunciada nas mulheres (-18,61%, Fig. 6).



**Figura 6** - Média e respetivo erro padrão do deslocamento anterior no teste de alcance funcional em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). \*  $P > 0,05$ ; \*\*  $P \leq 0,01$

## 4.2. Estabilidade Postural

Da amostra de 42 participantes, foi possível analisar os dados de estabilometria de todos os voluntários na posição de pés juntos sobre superfície estável (PJuntos<sub>Estavel</sub>) e superfície instável (PJuntos<sub>Instavel</sub>).

A tabela 7 apresenta a média e desvio padrão, do deslocamento de oscilação total do centro de pressão (COP) e dos deslocamentos na direção anteroposterior (AP) e mediolateral (ML), independentemente do género.

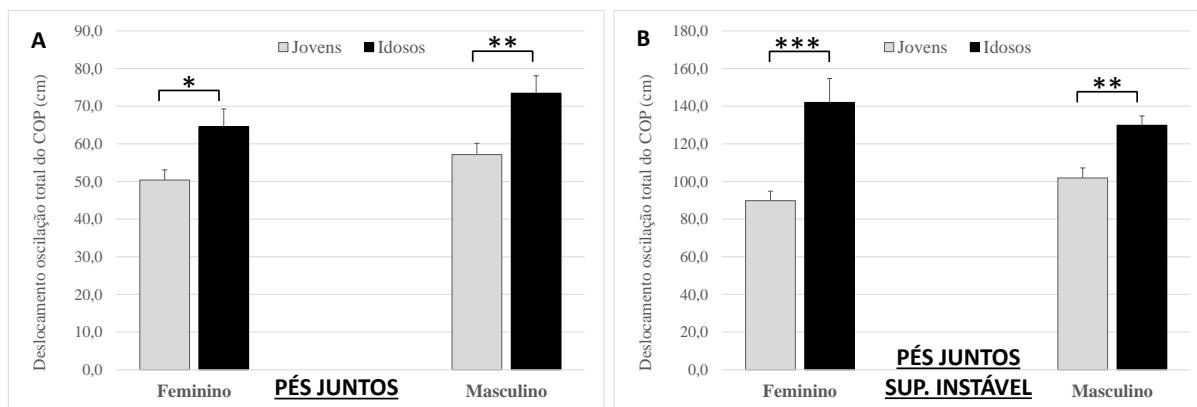
**Tabela 7** - Média e respetivo desvio padrão do deslocamento de oscilação total do centro de pressão (COP), e dos deslocamentos na direção anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) para as posições pés em superfícies estável e instável.

Posições/parâmetros	Amostra total		Valor <i>P</i>
	Jovens	Idosos	
<b>Pés Juntos superfícies estável</b>			
Deslocamento total do COP	53,78 ± 9,81	69,02 ± 15,07	<i>p</i> = 0,001
Deslocamento direção AP	30,96 ± 6,30	38,83 ± 7,46	<i>p</i> = 0,001
Deslocamento direção ML	37,17 ± 7,15	48,75 ± 12,10	<i>p</i> = 0,002
<b>Pés Juntos superfícies instável</b>			
Deslocamento total do COP	95,84 ± 17,89	135,93 ± 30,34	<i>p</i> < 0,000
Deslocamento direção AP	56,11 ± 10,84	79,23 ± 22,27	<i>p</i> < 0,000
Deslocamento direção ML	65,68 ± 13,31	93,67 ± 17,89	<i>p</i> < 0,000

Os resultados mostram diferenças estatisticamente significativas entre jovens e idosos, para todas as variáveis em estudo em ambas as posições ( $P \leq 0,002$ ; Tabela 7). As pessoas mais velhas apresentam maiores deslocamentos de oscilação do COP total, bem como nas direções anteroposterior e mediolateral (Tabela 7).

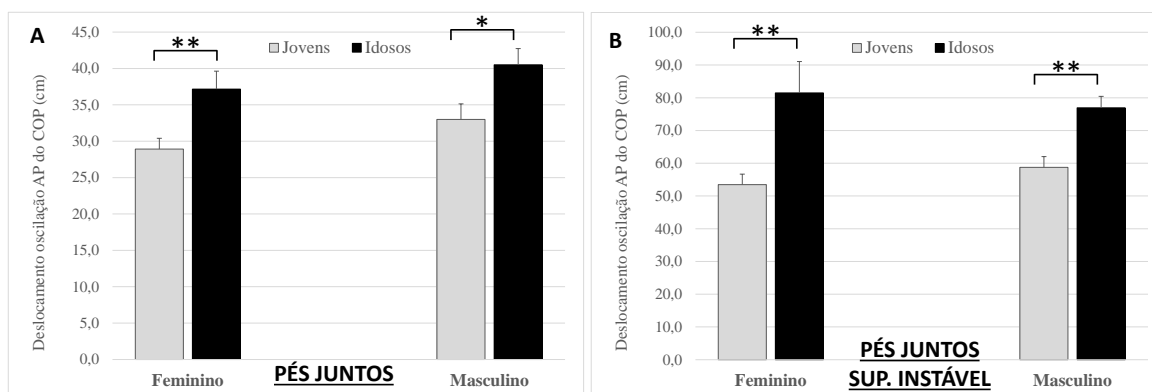
No que concerne ao deslocamento da oscilação total do COP, verificou-se que os idosos apresentam, em média, valores superiores aos jovens (22,08% e 29,49% na posição  $P_{\text{JuntosEstavel}}$  e  $P_{\text{JuntosInstavel}}$ , respetivamente). Na avaliação do deslocamento da oscilação do COP na direção anteroposterior houve um aumento do deslocamento dos idosos comparativamente aos jovens na posição +20,27% e +29,18% para as posições  $P_{\text{JuntosEstavel}}$  e  $P_{\text{JuntosInstavel}}$ , respetivamente (Tabela 7). Relativamente ao deslocamento da oscilação do COP na direção mediolateral verificou-se igualmente um aumento da deslocação de +23,75% na posição  $P_{\text{JuntosEstavel}}$  e de +29,88% na  $P_{\text{JuntosInstavel}}$ , para os idosos em relação aos jovens (Tabela 7).

Na figura 7, são apresentados os dados por escalão etário e género. A amostra do género feminino relativamente ao género masculino apresentou valores de deslocamento da oscilação total do COP inferiores nas duas condições de manipulação de base de sustentação, à exceção, no escalão etário idoso na superfície instável. A análise dos resultados por género mostra que, com o avançar da idade, o aumento da oscilação acontece tanto nos homens (+28,54% e +27,53%) como nas mulheres (+25,39% e +58,05%) nas condições de sustentação em superfície estável e instável, respetivamente.



**Figura 7** - Média e erro padrão do deslocamento da oscilação total do COP, obtida nas condições de manipulação de base de sustentação (“Pés Juntos - A”, “Pés Juntos superfície instável - B”) em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). \* $P \leq 0,05$ ; \*\* $P \leq 0,01$ ; \*\*\* $P \leq 0,001$

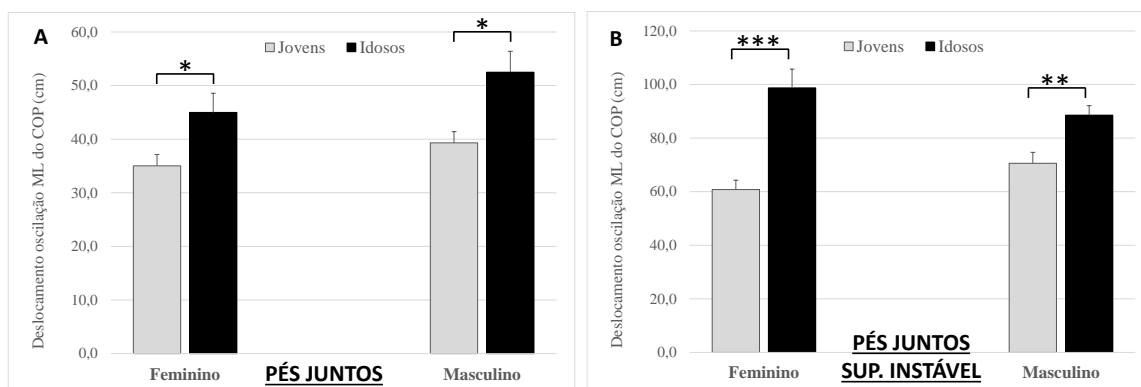
Observam-se diferenças significativas em função do escalão etário em ambos os géneros na posição de pés juntos ( $P = 0,010$ ;  $P = 0,043$ ; Fig. 8) e na posição de pés juntos em cima de uma superfície instável ( $P = 0,002$ ;  $P = 0,002$ ; Fig. 8), respetivamente.



**Figura 8** - Média e respetivo erro padrão do deslocamento da oscilação do COP na direção anteroposterior (AP), obtida nas condições de manipulação de base de sustentação (“Pés Juntos - A”, “Pés Juntos superfície instável - B”) em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). \* $P \leq 0,05$ ; \*\* $P \leq 0,01$

Nos resultados do deslocamento da oscilação COP na direção mediolateral (Figura 9) continuou-se a verificar que, as mulheres jovens continuam a apresentar valores inferiores aos homens jovens, não se verificando diferenças entre homens e mulheres mais velhos relativamente a esta variável medida com os pés juntos em cima de uma superfície instável. Para ambos os géneros, a idade tem um impacto significativo no COP na direção mediolateral, tanto na condição PJuntosEstavel de pés juntos ( $P = 0,043$ ;  $P = 0,013$ ; Fig.9) como PJuntos<sub>instavel</sub> ( $P = 0,000$ ;  $P = 0,005$ ; Fig. 9).





**Figura 9** - Média e respetivo erro padrão do deslocamento da oscilação do COP na direção mediolateral (ML), obtida nas condições de manipulação de base de sustentação (“Pés Juntos - A”, “Pés Juntos superfície instável - B”) em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). \* $P \leq 0,05$ ; \*\* $P \leq 0,01$ ; \*\*\* $P \leq 0,001$

### 4.3. Força Máxima

#### 4.3.1. Torque máximo dos flexores e dorsiflexores do tornozelo

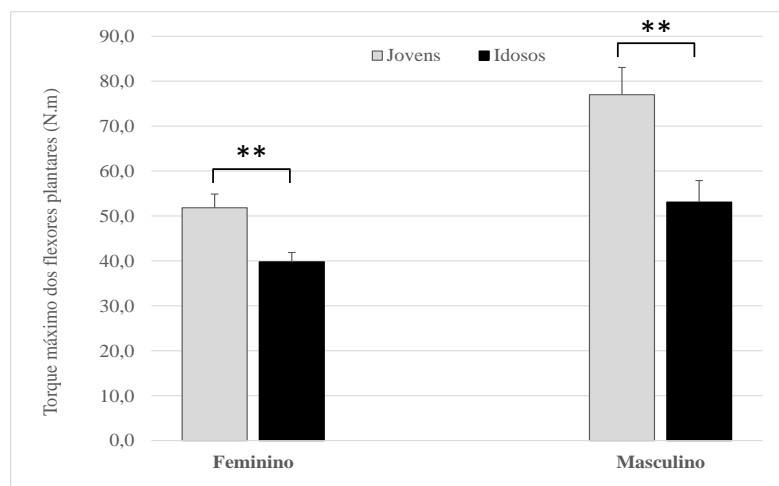
A tabela 8 apresenta a média e desvio padrão, do torque máximo isocinético dos flexores e dorsiflexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens), independentemente do género.

**Tabela 8** - Média e respetivo desvio padrão do torque máximo isocinético dos flexores e dorsiflexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens).

Escalão Etário	Jovens	Idosos	Valor P
Torque máximo dos flexores plantares (N.m)	64,41 ± 20,16	46,45 ± 13,21	$p = 0,002^{**}$
Torque máximo dos dorsiflexores plantares (N.m)	20,09 ± 6,27	17,15 ± 6,18	$p = 0,079$

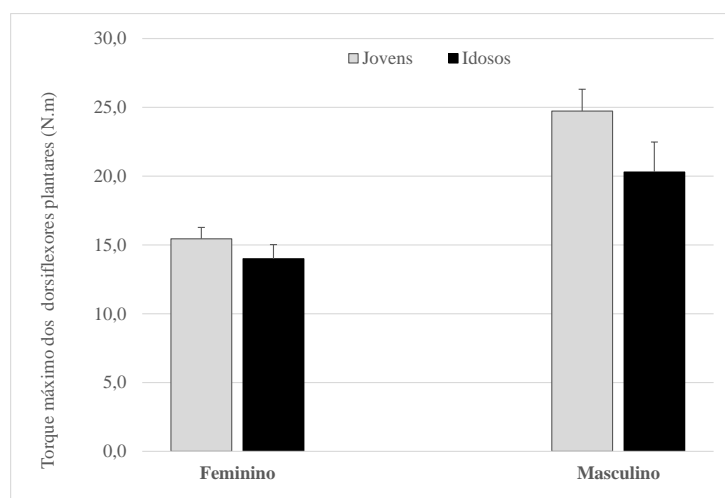
Na avaliação do torque máximo gerado pelos flexores plantares, verificaram-se diferenças significativas entre jovens e idosos ( $P = 0,002$ ), em que os jovens conseguiram, em média, obter melhores valores que os idosos (+27,88%; Tabela 8). Relativamente aos valores de torque máximo obtidos para os dorsiflexores plantares não se observaram diferenças significativas entre ambos os grupos ( $P = 0,079$ ).

A amostra do género feminino relativamente ao género masculino apresentou valores de torque inferiores. A análise dos resultados por género mostra que, com o avançar da idade, o declínio acontece tanto nos homens (-31,04%), como nas mulheres (-23,19%), embora essa diminuição tenha sido mais pronunciada nos homens (-31,04%, Fig. 10).



**Figura 10** - Média e erro padrão do torque máximo isocinético dos flexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino).  $**P \leq 0,01$

Na avaliação dos valores de torque máximo gerados dos dorsiflexores plantares não se verificaram de diferenças significativas tanto entre jovens e idosos, como entre mulheres e homens ( $P = 0,197$  e  $P = 0,087$ , respetivamente; Fig. 11). No entanto, observa-se uma tendência para melhores resultados por parte dos homens.



**Figura 11** - Média e erro padrão do torque máximo isocinético dos dorsiflexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino).

#### 4.3.1.1. Torque máximo dos flexores e dorsiflexores do tornozelo normalizado

Os resultados do torque máximo gerado pelos flexores e dorsiflexores relativizado à massa corporal (torque flexores/mc e torquedorsiflexores/mc) e à quantidade de massa magra (torque flexores/ffm.mi e torquedorsiflexores/ffm.mi) encontram-se descritos na Tabela 9. Verificaram-se diferenças significativas entre jovens e idosos, quando se relativizaram os valores do torque máximo dos flexores e dos dorsiflexores à massa corporal dos indivíduos da amostra (torque flexores/mc:  $P > 0,001$ ; torque dorsiflexores/mc:  $P = 0,007$ ; Tabela 9).

No entanto, quando os torques máximos dos flexores e dos dorsiflexores foram relativizados à quantidade de massa magra dos membros inferiores (torque flexores/ffm.mi e torque dorsiflexores/ffm.mi), observaram-se apenas diferenças significativas entre jovens e idosos nos flexores plantares (torque flexores/mc:  $P = 0,038$ ; Tabela 9), independentemente do género (Tabela 10 e 11). Ou seja a quantidade de torque, produzido por quilograma de massa magra dos membros inferiores, mantém-se idêntico em jovens e idosos e não se altera em função do género nos dorsiflexores plantares.

**Tabela 9** - Média e respetivo desvio padrão do torque máximo isocinético dos flexores e dorsiflexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens) relativizada a diferentes parâmetros da composição corporal.

Torque máximo	Amostra total		Valor <i>P</i>
	Jovens	Idosos	
<b>Flexores plantares</b>			
Relativizado à massa corporal (N.m/Kg)	0,97 ± 0,27	0,67 ± 0,17	$p > 0,001^{***}$
Relativizado à massa magra dos m.i. (N.m/Kg)	8,02 ± 2,13	6,60 ± 1,62	$p = 0,038^*$
<b>Dorsiflexores plantares</b>			
Relativizado à massa corporal (N.m/Kg)	0,30 ± 0,06	0,24 ± 0,06	$p = 0,007^{**}$
Relativizado à massa magra dos m.i. (N.m/Kg)	2,44 ± 0,33	2,39 ± 0,58	$p = 0,762$

m.i. – membros inferiores

As tabelas 10 e 11 apresentam os resultados do torque máximo dos flexores e dorsiflexores plantares relativizado à quantidade de massa corporal e à massa magra dos membros inferiores, por escalão etário e por género.

**Tabela 10** - Média e respetivo desvio padrão do torque máximo isocinético dos flexores e dorsiflexores plantares dos **homens** em função do escalão etário (idosos e jovens) relativizados a diferentes parâmetros da composição corporal.

Torque máximo	Homens		Valor <i>P</i>
	Jovens	Idosos	
<b>Flexores plantares</b>			
Relativizado à massa corporal (N.m/Kg)	1,07 ± 0,32	0,71 ± 0,21	<i>p</i> = 0,016*
Relativizado à massa magra dos m.i. (N.m/Kg)	8,15 ± 2,56	6,36 ± 2,03	<i>p</i> = 0,223
<b>Dorsiflexores plantares</b>			
Relativizado à massa corporal (N.m/Kg)	0,34 ± 0,05	0,27 ± 0,07	<i>p</i> = 0,010**
Relativizado à massa magra dos m.i. (N.m/Kg)	2,55 ± 0,31	2,38 ± 0,69	<i>p</i> = 0,387

m.i. – membros inferiores

**Tabela 11** - Média e respetivo desvio padrão do torque máximo isocinético dos flexores e dorsiflexores plantares das **mulheres** em função do escalão etário (idosos e jovens) relativizados a diferentes parâmetros da composição corporal.

Torque máximo	Mulheres		Valor <i>P</i>
	Jovens	Idosos	
<b>Flexores plantares</b>			
Relativizado à massa corporal (N.m/Kg)	0,86 ± 0,17	0,63 ± 0,09	<i>p</i> = 0,002**
Relativizado à massa magra dos m.i. (N.m/Kg)	7,89 ± 1,71	6,84 ± 1,12	<i>p</i> = 0,173
<b>Dorsiflexores plantares</b>			
Relativizado à massa corporal (N.m/Kg)	0,26 ± 0,04	0,22 ± 0,05	<i>p</i> = 0,051
Relativizado à massa magra dos m.i. (N.m/Kg)	2,33 ± 0,32	2,40 ± 0,48	<i>p</i> = 0,512

m.i. – membros inferiores

Os resultados mostraram que a variação dos valores de torque relativo dos flexores e dorsiflexores plantares, entre jovens e idosos, foi afetada pelo género. Tanto para os homens, como para as mulheres, a quantidade de torque máximo dos flexores plantares, produzido por quilograma de massa corporal, foi significativamente superior no grupo de homens e mulheres jovens (+33,65% e +26,74%, respetivamente; Tabela 10 e 11). No que concerne ao torque produzido pelos dorsiflexores plantares, relativizado à quantidade de massa corporal, observaram-se apenas diferenças significativas entre jovens e idosos do género masculino embora, exista também uma tendência nesse sentido no género feminino (Tabela 10). Quando se normalizaram os torques máximos dos flexores plantares e dos dorsiflexores plantares à quantidade de massa muscular dos membros inferiores, deixaram-se de observar diferenças significativas entre jovens e idosos, tanto no grupo dos homens como no grupo das mulheres ( $P > 0,173$ , para todas as condições; Tabela 10 e 11).

### 4.3.2. Trabalho produzido pelos flexores e dorsiflexores do tornozelo

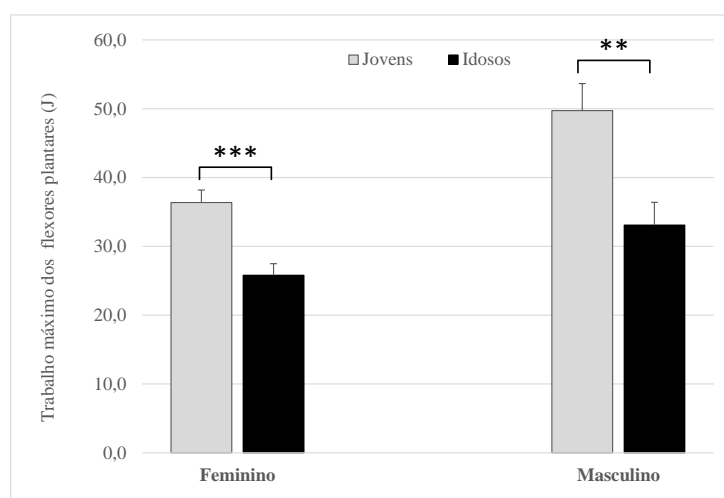
A tabela 12 apresenta a média e desvio padrão, do valor máximo do trabalho produzido pelos flexores e dorsiflexores plantares durante o teste de força máxima isocinética, em função do escalão etário (idosos e jovens), independentemente do género.

**Tabela 12** - Média e respetivo desvio padrão do valor máximo isocinético do trabalho dos flexores e dorsiflexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens).

Trabalho (valor máximo)	Amostra total		Valor <i>P</i>
	Jovens	Idosos	
Flexores plantares (J)	43,05 ± 12,01	29,45 ± 8,90	<i>p</i> = 0,000***
Dorsiflexores plantares (J)	13,91 ± 3,62	10,20 ± 4,55	<i>p</i> = 0,005***

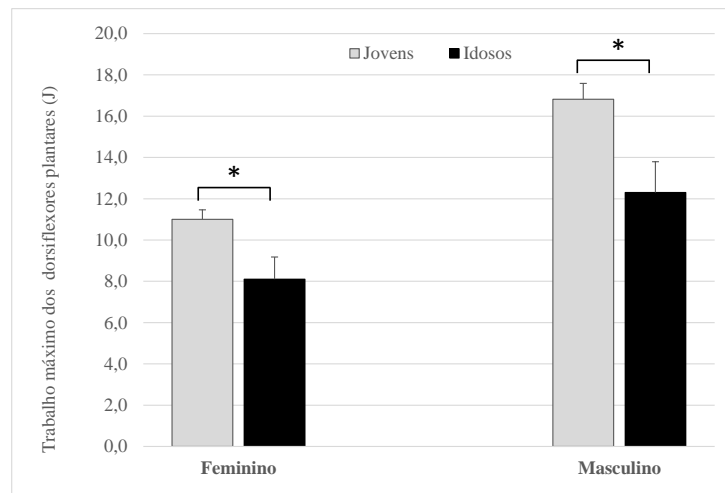
Na avaliação do trabalho máximo gerado pelos flexores plantares, verificou-se diferenças significativas entre jovens e idosos ( $P < 0,001$ ), em que os jovens conseguiram, em média, obter melhores valores que os idosos (+31,59%; Tabela 12). Relativamente aos valores de trabalho máximo produzido pelos dorsiflexores plantares observaram-se também diferenças significativas entre os grupos ( $P = 0,005$ ). Os jovens, em média, apresentaram melhores valores que os idosos (+26,67%, Tabela 12).

A amostra do género feminino apresentou valores máximos de trabalho dos flexores e dos dorsiflexores plantares inferiores aos observados no género masculino (Fig. 12). A análise dos resultados por género mostrou que, com o avançar da idade, o declínio acontece tanto nos homens (-33,44%), como nas mulheres (-29,05%) (Fig. 12).



**Figura 12** - Média e erro padrão do valor máximo isocinético do trabalho dos flexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino). \*\* $P \leq 0,01$ ; \*\*\* $P \leq 0,001$

As mulheres também apresentaram valores máximos de trabalho dos dorsiflexores plantares inferiores aos homens. Na avaliação aos valores de trabalho máximo gerados dos dorsiflexores plantares observam-se diferenças significativas em função do escalão no género masculino e feminino ( $P = 0,043$ ;  $P = 0,020$ ; Fig. 13), respetivamente.



**Figura 13** - Média e erro padrão do valor máximo isocinético do trabalho dos dorsiflexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens) e do género (feminino e masculino).

#### 4.3.2.1. Trabalho máximo dos flexores e dorsiflexores do tornozelo normalizado

Os resultados do trabalho máximo gerado pelos flexores e dorsiflexores relativizado à massa corporal e à quantidade de massa magra dos membros inferiores encontram-se descritos na tabela 13. Verificaram-se diferenças significativas entre jovens e idosos ( $P < 0,001$ ;  $P < 0,001$ ; Tabela 13) quando se relativizaram os valores do trabalho máximo à massa corporal dos indivíduos da amostra. Quando o trabalho foi relativizado à quantidade de massa magra dos membros inferiores, continuaram a observar-se essas diferenças significativas entre jovens e idosos ( $P = 0,012$ ;  $P = 0,009$ ; Tabela 13).

**Tabela 13** - Média e respetivo desvio padrão do valor máximo isocinético do trabalho dos flexores e dorsiflexores plantares em função do escalão etário (idosos e jovens) relativizada a diferentes parâmetros da composição corporal.

Trabalho (valor máximo)	Amostra total		Valor <i>P</i>
	Jovens	Idosos	
<b>Flexores plantares</b>			
Relativizado à massa corporal (J/Kg)	0,65 ± 0,17	0,43 ± 0,12	<i>p</i> = 0,000***
Relativizado à massa magra dos m.i. (J/Kg)	5,42 ± 1,50	4,20 ± 1,18	<i>p</i> = 0,012*
<b>Dorsiflexores plantares</b>			
Relativizado à massa corporal (J/Kg)	0,21 ± 0,03	0,15 ± 0,05	<i>p</i> = 0,000***
Relativizado à massa magra dos m.i. (J/Kg)	1,71 ± 0,22	1,41 ± 0,50	<i>p</i> = 0,009**

m.i. – membros inferiores

As tabelas 14 e 15 apresentam os resultados do trabalho máximo dos flexores e dorsiflexores plantares relativizado à quantidade de massa corporal e de massa magra dos membros inferiores por escalão etário e por género.

Os resultados mostraram que os valores de trabalho dos flexores e dorsiflexores plantares quando relativizados à massa corporal, continuam a ser mais altos para os jovens do que para os idosos, independentemente do género. As quantidades de trabalho máximo dos flexores e dorsiflexores plantares, produzido por quilograma de massa corporal, foram significativamente superiores nos jovens do género masculino (+34,78% e +30,43% respetivamente, Tabela 14) e do género feminino (+40,58% e +27,78% respetivamente, Tabela 15), quando comparados com os idosos do mesmo género.

**Tabela 14** - Média e respetivo desvio padrão do valor máximo isocinético do trabalho dos flexores e dorsiflexores plantares dos homens em função do escalão etário (idosos e jovens) relativizados a diferentes parâmetros da composição corporal.

Trabalho (valor máximo)	Amostra total		Valor <i>P</i>
	Jovens	Idosos	
<b>Flexores plantares</b>			
Relativizado à massa corporal (J/Kg)	0,69 ± 0,21	0,45 ± 0,15	<i>p</i> = 0,006**
Relativizado à massa magra dos m.i. (J/Kg)	5,29 ± 1,80	3,97 ± 1,42	<i>p</i> = 0,085
<b>Dorsiflexores plantares</b>			
Relativizado à massa corporal (J/Kg)	0,23 ± 0,03	0,16 ± 0,05	<i>p</i> = 0,002**
Relativizado à massa magra dos m.i. (J/Kg)	1,76 ± 0,27	1,44 ± 0,49	<i>p</i> = 0,132

m.i. – membros inferiores

No que concerne ao trabalho produzido pelos flexores e dorsiflexores plantares, relativizado à quantidade de massa muscular dos membros inferiores, observaram-se

apenas diferenças significativas nos dorsiflexores plantares entre jovens e idosos do género feminino ( $P = 0,020$ ; Tabela 15).

**Tabela 15** - Média e respetivo desvio padrão do valor máximo isocinético do trabalho dos flexores e dorsiflexores plantares **das mulheres** em função do escalão etário (idosos e jovens) relativizados a diferentes parâmetros da composição corporal.

Trabalho (valor máximo)	Amostra total		Valor <i>P</i>
	Jovens	Idosos	
<b>Flexores plantares</b>			
Relativizado à massa corporal (J/Kg)	0,69 ± 0,11	0,41 ± 0,08	$p = 0,000^{***}$
Relativizado à massa magra dos m.i. (J/Kg)	5,56 ± 1,19	4,43 ± 0,91	$p = 0,085$
<b>Dorsiflexores plantares</b>			
Relativizado à massa corporal (J/Kg)	0,18 ± 0,02	0,13 ± 0,05	$p = 0,002^{**}$
Relativizado à massa magra dos m.i. (J/Kg)	1,66 ± 0,17	1,38 ± 0,54	$p = 0,020^*$

m.i. – membros inferiores

#### 4.4. Associações entre força muscular, estabilidade postural e aptidão funcional

##### 4.4.1. Força Muscular vs. Estabilidade Postural

As tabelas 16 e 17 apresentam as associações entre as variáveis de torque e trabalho máximo isocinético e o deslocamento da oscilação do COP.

**Tabela 16** - Correlação de *Pearson* entre as variáveis de força muscular (torque máximo isocinético) e o deslocamento da oscilação do COP.

Posição/ Parâmetros	PTFlex Max	PTFlexMax Relmi	PTFlexMax RelMC	PTDorsi Max	PTDorsiMax Relmi	PTDorsiMax RelMC
<b>Pés Juntos</b>						
Deslocamento total do COP	-0,108	-0,113	-0,176	-0,026	-0,111	-0,196
Deslocamento direção AP	-0,190	-0,175	-0,253	0,029	-0,008	-0,127
Deslocamento direção ML	-0,063	-0,078	-0,130	-0,069	-0,176	-0,239
<b>Pés Juntos Superfície Instável</b>						
Deslocamento total do COP	-0,304	-0,200	<b>-0,360*</b>	-0,188	-0,106	<b>-0,339*</b>
Deslocamento direção AP	-0,283	-0,209	<b>-0,353*</b>	-0,162	-0,114	<b>-0,327*</b>
Deslocamento direção ML	<b>-0,308*</b>	-0,184	<b>-0,348*</b>	-0,203	-0,101	<b>-0,336*</b>

**PTFlexMax**- torque máximo isocinético dos flexores plantares; **PTFlexMaxRelmi**- torque máximo isocinético dos flexores plantares relativizado à massa magra dos membros inferiores; **PTFlexMaxRelMC** - torque máximo isocinético dos flexores plantares relativizado à massa corporal; **PTDorsiMax** - torque máximo isocinético dos dorsiflexores plantares; **PTDorsiMaxRelmi**- torque máximo isocinético dos dorsiflexores plantares relativizado à massa magra dos membros inferiores; **PTDorsiMaxRelMC** - torque máximo isocinético dos dorsiflexores plantares relativizado à massa corporal.

\*  $P < 0,05$

Os resultados mostraram uma associação moderada e negativa entre o torque máximo isocinético dos flexores plantares e dos dorsiflexores plantares quando relativizado à massa corporal e às variáveis de deslocamento de oscilação do COP na



posição pés juntos sobre superfície instável ( $-0,360 < r > -0,348$  e  $-0,339 < r > -0,327$ , respetivamente; Tabela 16).

A variável de deslocamento de oscilação do COP na posição pés juntos superfície instável está moderadamente e negativamente correlacionada com o trabalho máximo isocinético dos flexores plantares ( $-0,368 < r > -0,345$ ; Tabela 17) e dos dorsiflexores plantares ( $-0,339 < r > -0,329$ ; Tabela 17).

**Tabela 17** - Correlação de *Pearson* entre as variáveis de força muscular (trabalho máximo isocinético) e o deslocamento da oscilação do COP.

Posição/ Parâmetros	WFlex Max	WFlex MaxRelmi	WFlex MaxReIMC	WDorsi Max	WDorsiMax Relmi	WDorsiMa xReIMC
<b>Pés Juntos</b>						
Deslocamento total do COP	-0,196	-0,214	-0,258	-0,155	-0,248	-0,304
Deslocamento direção AP	-0,260	-0,249	<b>-0,310*</b>	-0,097	-0,161	-0,232
Deslocamento direção ML	-0,160	-0,191	-0,223	-0,197	-0,301	<b>-0,346*</b>
<b>Pés Juntos Superfície Instável</b>						
Deslocamento total do COP	<b>-0,367*</b>	-0,267	<b>-0,405**</b>	<b>-0,329*</b>	<b>-0,312*</b>	<b>-0,456**</b>
Deslocamento direção AP	<b>-0,345*</b>	-0,276	<b>-0,398**</b>	-0,300	<b>-0,311*</b>	<b>-0,436**</b>
Deslocamento direção ML	<b>-0,368*</b>	-0,246	<b>-0,391*</b>	<b>-0,339*</b>	-0,300	<b>-0,452**</b>

WFlexMax- trabalho máximo isocinético dos flexores plantares; WFlexMaxRelmi- trabalho máximo isocinético dos flexores plantares relativizado à massa magra dos membros inferiores; WFlexMaxReIMC - trabalho máximo isocinético dos flexores plantares relativizado à massa corporal; WDorsiMax - trabalho máximo isocinético dos dorsiflexores plantares; WDorsiMaxRelmi- trabalho máximo isocinético dos dorsiflexores plantares relativizado à massa magra dos membros inferiores; WDorsiMaxReIMC - trabalho máximo isocinético dos dorsiflexores plantares relativizado à massa corporal.

\*  $P < 0,05$ ; \*\*  $P < 0,01$ .

Verificou-se também uma correlação negativa e moderada entre os valores de deslocamento de oscilação do COP na posição pés juntos superfície instável e o trabalho máximo isocinético dos flexores plantares e dos dorsiflexores quando relativizados à massa corporal ( $-0,405 < r > -0,391$  e  $-0,456 < r > -0,436$ , respetivamente; Tabela 17).

Verificou-se igualmente uma correlação negativa e moderada entre os valores das variáveis de deslocamento de oscilação do COP na posição pés juntos superfície instável e o trabalho máximo isocinético dos dorsiflexores plantares quando relativizado à massa magra dos membros inferiores ( $-0,312 < r > -0,311$ ; Tabela 17).

#### 4.4.2. Força Muscular vs. Aptidão Funcional

Observando as associações entre as variáveis da força muscular e a performance nos testes funcionais foi possível verificar que existe uma correlação positiva e moderada a forte entre a tarefa de sentar e levantar da cadeira e os valores de torque

máximo isocinético dos flexores plantares (quer quando relativizados ou não à massa magra dos membros inferiores e à massa corporal) e dorsiflexores plantares quando relativizados apenas à massa corporal de cada avaliado ( $0,341 < r > 0,732$ ; Tabela 18). Verificou-se também uma correlação positiva e moderada entre o deslocamento no teste de alcance funcional e a variável de torque máximo isocinético dos flexores plantares e torque máximo isocinético dos dorsiflexores plantares apenas quando relativizado à massa corporal ( $0,318 < r > 0,333$ ; Tabela 18).

**Tabela 18** - Correlação de *Pearson* entre as variáveis de força muscular (torque máximo isocinético) e o desempenho no teste de velocidade de caminhada aos 4 metros, levantar e sentar da cadeira e no teste de alcance funcional.

Posição/ Parâmetros	PTFlex Max	PTFlexMax Relmi	PTFlexMax RelMC	PTDorsi Max	PTDorsiMax Relmi	PTDorsiMax RelMC
Tempo no teste velocidade de caminhada aos 4 metros	-0,298	-0,113	-0,280	-0,265	-0,043	-0,285
Nº repetições no teste levantar sentar da cadeira	<b>0,723**</b>	<b>0,504**</b>	<b>0,732**</b>	0,268	0,008	<b>0,341*</b>
Deslocamento no teste alcance funcional	<b>0,318*</b>	0,087	0,285	0,279	0,100	<b>0,333*</b>

**PTFlexMax**- torque máximo isocinético dos flexores plantares; **PTFlexMaxRelmi**- torque máximo isocinético dos flexores plantares relativizado à massa magra dos membros inferiores; **PTFlexMaxRelMC** - torque máximo isocinético dos flexores plantares relativizado à massa corporal; **PTDorsiMax** - torque máximo isocinético dos dorsiflexores plantares; **PTDorsiMaxRelmi**- torque máximo isocinético dos dorsiflexores plantares relativizado à massa magra dos membros inferiores; **PTDorsiMaxRelMC** - torque máximo isocinético dos dorsiflexores plantares relativizado à massa corporal.

\*  $P < 0,05$ ; \*\*  $P < 0,01$ .

Da análise da tabela 19 ressaltam as correlações positivas e moderadas a altas entre a performance na tarefa de sentar levantar da cadeira e o trabalho máximo isocinético dos flexores plantares e dos dorsiflexores plantares (quer quando são relativizados ou não à massa magra dos membros inferiores e à massa corporal) e o trabalho máximo isocinético dos dorsiflexores plantares (quer quando são relativizados ou não à massa corporal) (Tabela 19).

**Tabela 19** - Correlação de *Pearson* entre as variáveis de força muscular (trabalho máximo isocinético) e o desempenho no teste de velocidade de caminhada aos 4 metros, levantar e sentar da cadeira e no teste de alcance funcional.

Posição/ Parâmetros	WFlex Max	WFlex MaxRelmi	WFlex MaxRelMC	WDorsi Max	WDorsiMax Relmi	WDorsiMax RelMC
Tempo no teste velocidade de caminhada aos 4 metros	-0,255	-0,060	-0,223	-0,303	-0,160	-0,299
Nº repetições no teste levantar sentar da cadeira	<b>0,700**</b>	<b>0,434**</b>	<b>0,673**</b>	<b>0,359*</b>	0,177	<b>0,403**</b>
Deslocamento no teste alcance funcional	<b>0,334*</b>	0,105	0,289	<b>0,326*</b>	0,189	<b>0,353*</b>

**WFlexMax**- trabalho máximo isocinético dos flexores plantares; **WFlexMaxRelmi**- trabalho máximo isocinético dos flexores plantares relativizado à massa magra dos membros inferiores; **WFlexMaxRelMC** - trabalho máximo isocinético dos flexores plantares relativizado à massa corporal; **WDorsiMax** - trabalho máximo isocinético dos dorsiflexores plantares; **WDorsiMaxRelmi**- trabalho máximo isocinético dos dorsiflexores plantares relativizado à massa magra dos membros inferiores; **WDorsiMaxRelMC** - trabalho máximo isocinético dos dorsiflexores plantares relativizado à massa corporal.

\*  $P < 0,05$ ; \*\*  $P < 0,01$ .

#### 4.4.3. Estabilidade Postural vs. Aptidão Funcional

Através da análise da tabela 20 verificou-se a existência de correlações negativas e moderadas entre deslocamento na direção ântero-posterior do COP, na posição pés juntos, e a performance na tarefa de sentar levantar da cadeira ( $r = -0,323$ ; Tabela 20). Observaram-se associações negativas e moderadas entre deslocamento total, deslocamento na direção ântero-posterior e mediolateral do COP, na posição de pés juntos superfície instável, e o desempenho na tarefa levantar e sentar da cadeira ( $-0,378 < r > -0,355$ ; Tabela 20). Verificou-se igualmente uma correlação negativa e moderada entre o deslocamento na direção mediolateral do COP na posição de pés juntos superfície instável e o deslocamento no teste alcance funcional ( $r = -0,379$ ; Tabela 20).

**Tabela 20** - Correlação de *Pearson* entre o desempenho no teste de velocidade de caminhada aos 4 metros, levantar e sentar da cadeira e no teste de alcance funcional e o deslocamento da oscilação do COP.

Posição/ Parâmetros	Tempo no teste velocidade de caminhada aos 4 metros	Nº repetições no teste levantar sentar da cadeira	Deslocamento no teste alcance funcional
<b>Pés Juntos</b>			
Deslocamento total do COP	-0,040	-0,167	-0,215
Deslocamento direção AP	0,041	<b>-0,323*</b>	-0,206
Deslocamento direção ML	-0,086	-0,063	-0,213
<b>Pés Juntos Superfície Instável</b>			
Deslocamento total do COP	0,268	<b>-0,377*</b>	-0,294
Deslocamento direção AP	0,283	<b>-0,378*</b>	-0,187
Deslocamento direção ML	0,236	<b>-0,355*</b>	<b>-0,379*</b>

\*  $P < 0,05$

# **CAPÍTULO V: Discussão de Resultados**

## 5. Discussão de resultados

### 5.1. Aptidão Funcional

A avaliação da aptidão física e funcional consiste na aplicação de baterias de testes que possibilitam conhecer os níveis de incapacidade e perda funcional da população que ajudam, na elaboração de uma prescrição do exercício físico de forma mais adequada às necessidades e limitações de cada avaliado. No presente estudo foram adotados o teste de velocidade de marcha aos 4 metros, levantar e sentar da cadeira e o teste de alcance funcional. Para além destes são recorrentemente utilizados outros tais como o teste de força de preensão manual (*handgrip*), flexão do antebraço, senta e alcança, alcançar atrás das costas, sentar caminhar 2,44 metros e voltar a sentar e andar 6 minutos.

Em todos os testes funcionais, à exceção do teste de velocidade de caminhada aos 4 metros, foi possível observar diferenças significativas entre escalões etários havendo desempenhos menores ao nível da performance motora em testes funcionais para os participantes que pertencem ao escalão etário mais idoso. Este decréscimo advém, do decurso natural do ciclo de vida do ser humano, em que se percebe um conjunto de alterações no sistema neuromuscular que induzem sarcopenia e reduzem capacidades como a força (Barreiros, Espanha & Correia, 2006) e a massa muscular (Carvalho & Soares, 2004) predispondo os idosos a uma limitação funcional. Verificaram-se também diferenças entre géneros, tendo no geral o género feminino concluído os desafios com prestações mais baixas comparando com o género masculino, podendo isso ser observado no estudo de Carvalho & Soares (2004), Mendes et al., (2017) e Vila-Chã (2019). De acordo com Fortes, Marson e Martinez (2015), pode-se concluir que os menores índices nas avaliações funcionais das mulheres podem ser justificados dado à menor capacidade física relativamente à capacidade de força máxima em relação aos homens uma vez que, existem diferenças fisiológicas, funcionais e morfológicas entre os dois géneros.

A *Short Physical Performance Battery* (Pavasini et al., 2016) é uma das ferramentas utilizadas para avaliar a capacidade funcional e fornecer uma medida da idade biológica de um indivíduo mais velho recorrendo a testes que quantificam o equilíbrio, a velocidade de marcha e a força dos membros inferiores. A avaliação do tempo de caminhada aos 4 metros do presente estudo foi feita com recurso a esta bateria

sendo um adequado indicador de mobilidade (Guralnik et al., 1995; Vasunilashom et al., 2009), qualidade de vida e saúde (Studenki et al., 2003; Montero-Odasso et al., 2005), mortalidade (Guralnik et al., 1995; Penninx et al., 2000; Volpato et al., 2011) e um quantificador direto da velocidade de caminhada (Cesari et al., 2009). Apesar do grupo etário idosos apresentar tempos ligeiramente superiores nesta avaliação, os resultados não mostraram diferenças significativas entre escalões etários, ao contrário do que a literatura tem apresentado. Dissimilaridades neste nível podem estar relacionadas com questões metodológicas ou principalmente, pelo facto da amostra da população mais idosa ser residente no Concelho da Guarda e ser uma população com fortes ligações ao meio rural, onde as pessoas normalmente exercem atividades agrícolas, que requerem uma independência nas suas AVDs. Essas diferenças continuam a não ser visíveis quando se tem em conta a variável género onde, o género masculino demorou menos tempo a concluir o percurso em relação ao feminino.

Quanto ao teste de levantar e sentar da cadeira foi adotado da bateria de testes de Rikli & Jones (1999), avaliando-se a força e resistência dos membros inferiores. Verificaram-se diferenças significativas entre escalões etários, em que os jovens efetuaram um maior número de repetições comparativamente aos idosos. Quanto à consideração da influência da variável género, com o avançar da idade, ocorre uma diminuição do número de repetições tanto nos homens, como nas mulheres, sendo possível observar uma diferença mais acentuada nas mulheres.

A avaliação dentro do limite de estabilidade e alcance anterior foi avaliada através do teste de alcance funcional de Duncan et al. (1990). Este teste é também, utilizado para identificar o risco de quedas. Nos resultados do teste, observaram-se diferenças significativas entre escalões etários, onde os jovens, comparativamente aos idosos, obtiveram um maior deslocamento anterior. Quanto à análise dos resultados por género, existe um declínio do valor do deslocamento à medida que se envelhece tanto nos homens (-12,63%), como nas mulheres (-18,61%), sendo essa diminuição mais pronunciada nas mulheres.

De mencionar que de acordo com as avaliações efetuadas e os valores normativos de cada teste não existe risco adicional de quedas.

## 5.2. Estabilidade Postural

A estabilidade postural foi avaliada através da plataforma de forças, em que se registou o deslocamento de oscilação total do centro de pressão (COP), o deslocamento na direção anteroposterior (AP) e o deslocamento na direção mediolateral (ML). Através dos resultados obtidos é possível verificar que existem diferenças estatisticamente significativas entre jovens e idosos, para todas as variáveis em estudo em ambas as posições. Estes resultados são corroborados pelo estudo de Ko & Newell (2016). No momento em que se equipararam os resultados por escalões etários verificou-se um aumento da distância do deslocamento mediolateral, anteroposterior e total do COP, à medida que a idade aumenta. Portanto, com o avançar da idade constata-se um decréscimo da capacidade de estabilidade postural (Granacher et al., 2013). O estudo de Toledo & Barela (2010) comprova em parte essas diferenças. O género feminino aquando da relação com o género masculino apresenta valores inferiores de deslocamentos de oscilação do COP total, bem como nas direções anteroposterior e mediolateral havendo apenas uma exceção do escalão etário de idosos na base de sustentação de pés juntos em cima de uma superfície instável. Estes resultados podem ser justificados uma vez que a manutenção da estabilidade postural, quer estática, quer dinâmica relaciona-se com diferentes fatores: deterioração da visão, do sistema vestibular e somatossensorial que decorrem do próprio processo de envelhecimento, as alterações degenerativas da coluna, em conjunto com o decréscimo heterogéneo da força e/ou com a diminuição da flexibilidade a este nível (Carvalho & Soares, 2004). As distâncias de deslocamentos aumentam quando se compara os valores obtidos na posição de pés juntos superfície estável com a mesma posição mas numa superfície instável. Esta alteração justifica-se pela dificuldade gradual de ambas as posições. Muito possivelmente porque a posição pés juntos numa superfície estável segundo Winter et al. (1990) não é uma posição suficientemente árdua para os idosos independentes, razão pela qual será preferível que os testes sejam efetuados sobre condições mais desafiadoras. É importante referir que a estabilidade postural é fundamental para o controlo do movimento das atividades funcionais do dia-a-dia, como caminhar ou transferir o peso do corpo de uma posição para outra (Mesbah et al., 2017).

### 5.3. Força Máxima

A avaliação isocinética da função muscular é recorrentemente utilizada para identificar défices específicos ou avaliar os desempenhos de intervenções, sendo o modo concêntrico o mais utilizado, pelo facto de ser seguro e de fácil compreensão. Os testes isocinéticos possibilitam o uso de diferentes velocidades angulares, podendo influenciar o desempenho muscular. Diversas variáveis são extraídas e referenciadas a partir do relatório isocinético. Entre as variáveis que o mesmo fornece, o torque máximo tem sido frequentemente reportado e retrata a força muscular máxima produzida num ponto específico do arco completo de movimento entre as repetições (Amaral et al., 2014). O trabalho, segundo Terreri et al. (2001), é também uma das variáveis importantes a analisar. Reflete a capacidade da musculatura de gerar força ao longo de toda a amplitude de movimento e representa a energia utilizada no esforço muscular durante o movimento (produto do torque pelo deslocamento angular). Em casos práticos, os resultados do nosso estudo mostraram que os jovens apresentaram valores do torque máximo melhores que os idosos, existindo diferenças significativas nos flexores plantares sendo corroborados com outros estudos que indicaram, um menor valor do torque máximo (Carvalho & Soares, 2004) do joelho e tornozelo em idosos (Toledo & Barela, 2010), quando comparados aos mais jovens. O estudo de Svoboda et al. (2019) demonstrou que o declínio do torque ocorre com o processo normal de envelhecimento associado à pior função do sistema neuromuscular. No entanto, não houve diferenças significativas entre ambos os grupos quanto aos valores de torque máximo dos dorsiflexores plantares. Ambas as situações continuaram a verificar-se quando comparados os dados por géneros. O género masculino apresentou valores de torque durante a flexão e dorsiflexão plantar superiores ao género feminino. Estes resultados foram constatados por Yoon et al. (2014) que revelam que as mulheres exibem estabilidade de força isométrica e menor precisão espacial, por exemplo dos dorsiflexores do tornozelo, durante tarefas direcionadas ao objetivo, o que está relacionado com maior variabilidade na coativação dos músculos antagonistas (Casamento-Moran et al., 2017). Essas diferenças entre os sexos estão fortemente relacionadas a um maior nível de coativação do músculo (p.e. antagonista em mulheres - tibial anterior) durante a produção contínua de torque (Mendonca et al., 2020). Independentemente do género quando relativizados os valores do torque e trabalho máximo dos flexores e dorsiflexores plantares à massa corporal dos indivíduos da



amostra continuam-se a verificar diferenças significativas entre jovens e idosos. Por outro lado, quando se considera a variável género e se normalizam os valores à massa magra dos membros inferiores, essas diferenças significativas, deixaram de existir na generalidade, tanto na variável de torque como na de trabalho. Tendo em conta estes resultados pode-se falar em qualidade muscular, ou seja, de uma forma geral, por quilograma de massa magra dos membros inferiores os idosos conseguem produzir a mesma quantidade de força que os jovens (Walsh et al., 2021).

De referir que com o avançar da idade a produção de força ao longo da curva vai diminuindo.

#### **5.4. Associações entre força muscular, estabilidade postural e aptidão funcional**

A estabilidade postural é uma capacidade determinante para a funcionalidade e saúde dos idosos que, para além de outros aspetos como as alterações sensoriais e motoras (Toledo & Barela, 2010) também depende em grande escala da força dos membros inferiores Carvalho & Soares (2004). O tornozelo é a articulação utilizada na primeira estratégia de controlo postural em uma situação de perturbação anteroposterior do equilíbrio na postura ereta (Shumway-Cook & Woollacott, 2003; Marigold & Patla, 2002) o que faz com que sua musculatura seja importante para a manutenção da estabilidade.

É possível constatar uma relação entre a aptidão funcional e a estabilidade postural no nosso estudo, uma vez que, se averiguou que quanto melhor foi o desempenho no teste funcional levantar e sentar na cadeira, melhor foi o desempenho na avaliação da estabilidade postural na posição de pés juntos numa superfície instável. À melhor prestação no deslocamento do teste de alcance funcional correspondeu o menor deslocamento na direção mediolateral do COP na posição de pés juntos numa superfície instável.

O presente estudo demonstrou que maiores níveis de força permitem manter o seu equilíbrio e alcançar distâncias maiores no teste de alcance funcional. É possível verificar pelo estudo efetuado que à medida que o deslocamento no teste de alcance funcional aumenta, o torque máximo isocinético dos flexores plantares aumenta. A mesma situação se observa neste deslocamento quando o torque máximo isocinético dos dorsiflexores plantares relativizado à massa corporal aumenta.

Todas estas correlações são moderadas à exceção da associação moderada a forte entre a tarefa de sentar e levantar da cadeira e o torque máximo isocinético dos flexores plantares (quer quando é ou não relativizado) e dorsiflexores plantares quando relativizados apenas à massa corporal. Outros estudos mostraram que o treino de força em idosos resulta na melhoria da capacidade funcional dos indivíduos (Moura, 2009).

No seu estudo Horak (2006), averiguou que a redução da força muscular e da amplitude articular, bem como um torque muscular ineficaz, estão associados ao comprometimento da estabilidade postural. Ao relacionar no estudo, a força muscular com a estabilidade postural, foi possível observar que o deslocamento de oscilação do COP na posição de pés juntos numa superfície instável melhora à medida que aumenta: a) o torque máximo isocinético dos flexores e dorsiflexores plantares; b) trabalho máximo isocinético dos flexores e dorsiflexores plantares; c) trabalho máximo isocinético dos flexores plantares e dos dorsiflexores quando relativizados à massa corporal; e d) trabalho máximo isocinético dos dorsiflexores plantares quando relativizado à massa magra dos membros inferiores. Os resultados do estudo corroboram os de Svoboda et al. (2019) que sugerem que existe uma correlação entre as variáveis da força muscular do tornozelo (torque máximo e trabalho dos músculos dorsiflexores, flexores, inversores e eversores) e a estabilidade postural durante a postura bípede.

## Conclusões

Concluimos que não existem diferenças significativas entre escalões etários na avaliação da velocidade de marcha ao contrário do que a literatura tem apresentado, embora de uma forma ligeira e tendencial, o grupo etário dos idosos demonstrou valores inferiores quando comparado com os jovens. Quando se tem em atenção a variável género, o masculino demorou menos tempo a concluir o percurso relativamente ao feminino. Com o decorrer do processo de envelhecimento, verifica-se que ocorre uma deterioração da estabilidade postural. O género masculino apresenta valores inferiores de deslocamentos de oscilação do COP total, nas direções anteroposterior e mediolateral relativamente ao género feminino, havendo apenas uma exceção do escalão etário de idosos na base de sustentação de pés juntos em cima de uma superfície instável. Os jovens apresentaram valores do torque máximo isocinético dos flexores e dorsiflexores plantares melhores que os idosos em praticamente todas as condições (mesmo não havendo diferenças significativas em determinadas condições), à exceção, no género feminino quando normalizado o valor do torque máximo dos dorsiflexores plantares à massa magra dos membros inferiores. O desempenho na tarefa de levantar sentar está moderadamente relacionado com a estabilidade postural uma vez que, quanto melhor o desempenho no teste funcional levantar e sentar na cadeira, melhor foi o desempenho na avaliação da estabilidade postural na posição de pés juntos numa superfície instável. No mesmo sentido, quanto melhores foram os resultados no teste funcional que avaliou a força dos membros inferiores, menor deslocamento na direção anteroposterior na posição de pés juntos teve o avaliado. A estabilidade postural teve uma associação moderada com as variáveis da força muscular dado que o deslocamento de oscilação do COP na posição de pés juntos numa superfície instável melhora à medida que aumenta: a) o torque máximo isocinético dos flexores e dorsiflexores plantares; b) trabalho máximo isocinético dos flexores e dorsiflexores plantares; c) trabalho máximo isocinético dos flexores plantares e dos dorsiflexores quando relativizados à massa corporal; e d) trabalho máximo isocinético dos dorsiflexores plantares quando relativizado à massa magra dos membros inferiores.

De acordo com as hipóteses inicialmente formuladas, validou-se como verdadeira a hipótese 1, pois a velocidade de marcha torna-se progressivamente mais lenta com o processo de envelhecimento e é mais evidente nas mulheres.

Validou-se como verdadeira a hipótese 2, a estabilidade postural é influenciada pelo género e, à medida que a idade avança, verifica-se uma deterioração da mesma.

No que concerne à hipótese 3, aceitou-se praticamente na sua totalidade, uma vez que no género feminino quando normalizado o valor do torque máximo dos dorsiflexores plantares à massa magra é maior no grupo etário dos idosos relativamente ao dos jovens.

Relativamente à hipótese 4, aceitou-se parcialmente, pois o nº de repetições na tarefa de levantar e sentar da cadeira está associado à estabilidade postural ao passo que, não existe qualquer relação entre esta última e a velocidade de marcha aos 4 metros.

Validou-se como verdadeira a hipótese 5, pois os dados obtidos indicam que a estabilidade postural está moderadamente associada às variáveis da força muscular da articulação tibiotársica.

## Bibliografia

- Aagaard, P., Suetta, C., Caserotti, P., Magnusson, S., & Kjær, M. (2010). Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: Strength training as a countermeasure. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 20(1), 49–64. doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.01084.x
- Affiune, A. (2002). Envelhecimento cardio vascular. *Tratado de Geriatria e Gerontologia* (pp. 28–32). Rio de Janeiro.
- Alfieri, F. M., & Moraes, M. C. L. (2008). Envelhecimento e o controle postural. *Saúde Coletiva*, 4(19), 30-33. Consultado em [www.redalyc.org/pdf/842/84201907.pdf](http://www.redalyc.org/pdf/842/84201907.pdf)
- Alexander, N. B. (1994). Postural control in older adults. *Journal American Geriatrics Society*, 42(1), 93-108. doi.org/ 10.1111/j.1532-5415.1994.tb06081.x
- Almonroeder, T. G., & Benson, L. C. (2017). Sex differences in lower extremity kinematics and patellofemoral kinetics during running. *J Sports Sci*, 35(16), 1575-81. doi.org/10.1080/02640414.2016.1225972
- Alves, N. B., & Scheicher, M. E. (2011). Equilíbrio postural e risco para queda em idosos da cidade de Garça, São Paulo. *Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia*, 14(4), 763-8. doi.org/10.1590/S1809-98232011000400015
- Ansdell, P., Brownstein, C. G., Skarabot, J., Hicks, K. M., Howatson, G., Thomas, K., ... Goodall, S. (2019). Sex differences in fatigability and recovery relative to the intensity-duration relationship. *J Physiol*, 597(23), 5577-5595. doi.org/10.1113/JP278699
- Ascensão, A., Magalhães, J., Oliveira, J., Duarte, J., & Soares, J. (2003, Julho-Dezembro). Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 3 (1), 108-123. doi.org/10.5628/rpcd.03.01.108
- Avlund, K., Schroll, M., Davidsen, M., Løvborg, B., & Rantanen, T. (1994). Maximal isometric muscle strength and functional ability in daily activities among 75-year-old men and women. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 4(1), 32-40. doi.org/ 10.1111/j.1600-0838.1994.tb00403.x
- Baraúna, M.A., Barbosa, S. R. M., Canto, R. S. T., Silva, R. A. V., Silva, C. D. C., & Baraúna, K. M. P. (2004). Estudo do equilíbrio estático de idosos e sua correlação com quedas. *Fisioterapia Brasil*, 5(2), 136-41. doi.org/10.33233/fb.v5i2.3135
- Barreiros, J., Espanha, M., & Correia, P. (2006). *Actividade Física e Envelhecimento*. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana.

- Bassey, E., Fiatarone, M., O'neill, E., Kelly, M., Evans, W., & Lipsitz, L. (1992). Leg extensor power and functional performance in very old men and women. *Clinical Science*, 82(3), 321–27. doi.org/10.1042/cs0820321
- Benjuya, N., Melzer, I., & Kaplanski J. (2004). Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing. *Journal of Gerontology: Series A, Biological Sciences and Medical Sciences* 59(2), 166-171. doi.org/ 10.1093/gerona/59.2.m166
- Birren, J. E., & Schroots, J. J. F. (1996). *History, concepts, and theory in the psychology of aging*. In J. E. Birren, K. W. Schaie, R. P. Abeles, M. Gatz, & T. A. The handbooks of aging. *Handbook of the psychology of aging*. Academic Press: Salthouse.
- Bischoff, H. A., Stähelin, H. B., Monsch, A. U., Iversen, M. D., Weyh, A., Dechend, M. V., Akos, R., Conzelmann, M., Dick, W., & Theiler, R. (2003). Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed “up and go” test in community-dwelling and institutionalised elderly women. *Age and Ageing*, 32 (3), 315-320. doi.org/10.1093/ageing/32.3.315
- Booth, F. W., Laye, M. J., & Roberts, M. D. (2011). Lifetime sedentary living accelerates some aspects of secondary aging. *Journal Of Applied Physiology*, 111, 1497-1504. doi.org/10.1152/jappphysiol.00420.2011
- Borges, M., & Moreira, A. (2009). Influências da prática de atividades físicas na terceira idade: estudo comparativo dos níveis de autonomia para o desempenho nas AVDs e AIVDs entre idosos ativos fisicamente e idosos sedentários. *Motriz. Revista de Educação Física*, 15 (3), 562-573. doi.org/10.1249/mss.0b013e318060111f1401.Gratton
- Brandalize, A., Almeida, P., Machado, J., Endrigo, R., Chodur, & Israel. (2011). Efeitos de diferentes programas de exercício físicos na marcha de idosos saudáveis. *Fisioter Mov.*, 24(3), 549–56. doi.org/10.1590/S0103-51502011000300019
- Brown, W., Strong, M., & Snow, R. (1988). Methods for estimating numbers of motor units in biceps-brachialis muscles and losses of motor units with aging. *Muscle & Nerve*, 11(5), 423–432. doi.org/10.1002/mus.880110503
- Camara, F. M., Gerez, A. G., Miranda, M. L. J., & Velardi, M. (2008). Capacidade funcional do idoso: formas de avaliação e tendências. *Acta Fisiatr*, 15(4), 249-256. doi.org/10.11606/issn.2317-0190.v15i4a103005
- Campbell, M., McComas, A., & Petito, F. (1973). Physiological changes in ageing muscles. *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry*, 36(2), 174–182. doi.org/10.1136/jnnp.36.2.174
- Carolan, B., & Cafarelli, E. (1992). Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 73(3), 911–17. doi.org/10.1152/jappl.1992.73.3.911

- Carvalho, J., & Soares, J. M. (2004). Envelhecimento e força muscular – breve revisão. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*, 4 (3), 79-93. doi.org/10.5628/rpcd.04.03.79
- Casamento-Moran, A., Hunter, S. K., Chen, Y. T., Kwon, M. H., Fox, E. J., Yacoubi, B., & Christou, E. A. (2017). Sex differences in spatial accuracy relate to the neural activation of antagonistic muscles in young adults. *Exp Brain Res*, 235(8), 2425-36. doi.org/ 10.1007/s00221-017-4968-6
- Cesari, M., Pahor, M., Marzetti, E., Zamboni, V., Colloca, G., Tosato, M., ... Markides, K. (2009). Self-Assessed Health Status, Walking Speed and Mortality in Older Mexican-Americans. *Gerontology*, 55(2), 194–201. doi.org/ 10.1159/000174824
- Clark, D. & Fielding, R. (2012). Neuromuscular Contributions to Age-Related Weakness. *Journal of Gerontology: Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 67(1), 41-47. doi.org/ 10.1093/gerona/qlr041
- Comissão Europeia. (2017). The 2018 Ageing Report. *Pakistan Textile Journal*, 65. Luxemburgo: P. O. of the E. Union. doi.org/10.2765/40638
- Connelly, D. M., Rice, C. L., Roos, M. R., & Vandervoort, A. A. (1999). Motor unit firing rates and contractile properties in tibialis anterior of young and old men. *Journal of Applied Physiology*, 87(2), 843-852. doi.org/10.1152/jappl.1999.87.2.843
- Cordeiro, J., Del Castillo, B. L., Freitas, C. S., & Gonçalves, M. P. (2014). Efeitos da atividade física na memória declarativa, capacidade funcional e qualidade de vida em idosos. *Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia*, 17 (3), 541-552. doi.org/10.1590/1809-9823.2014.13006
- Correia, P., Homens, P. M., Silva, P., & Espanha, M. (2006). *Função neuromuscular no idoso: a importância do treino de força. Actividade Física e Envelhecimento*. Lisboa: FMH.
- Cruz-Jentoft, A. J., Bahat, G., Bauer, J., et al. (2019). Sarcopenia: revised European consensus on definition and diagnosis. *Age and Ageing*, 48(4), 601. doi.org/10.1093/ageing/afy169
- Dalton, B., McNeil, C., Doherty, T., & Rice, C. (2008). Age-related reductions in the estimated numbers of motor units are minimal in the human soleus. *Muscle and Nerve*, 38(3), 1108–1115. doi.org/10.1002/mus.20984
- Direção Geral de Saúde. (2004). Programa Nacional para a Saúde das Pessoas Idosas. *Circular Normativo*, 13 (DGCG), 1-22.
- Duarte, M. (2000). *Neurophysiological Basis of Movement*. Universidade de São Paulo.
- Duncan, P., Weiner, D., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional reach: A new clinical measure of balance. *Journals of Gerontology*, 45(6), 192-7. doi.org/ 10.1093/geronj/45.6.m192.

- Enoka, R., Christou, E. A., Hunter, S., & Kornatz, K. W. (2003). Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 1-12. doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00084-6
- Enoka, R., Mani, D., Almuklass, A., Hamilton, L. D., Vieira, T. M., & Botter, A. (2017). High-density EMG recordings of calf muscle activity in older adults during walking. *The 41st Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*.
- Evans, W., & Campbell, W. (1993). Sarcopenia and age-related changes in body composition and functional capacity. *The Journal of Nutrition*, 123(2), 465-468. doi.org/10.1093/jn/123.suppl\_2.465.
- Fechine, B. R. A. & Trompieri, N. (2012). O processo de envelhecimento: as principais alterações que acontecem com o idoso com o passar dos anos. *Revista Científica Internacional*, 1 (7), 106-132. doi.org/10.6020/1679-9844/2007
- Fleck, S., & Kraemer, J. (1999). *Fundamentos do treinamento de força muscular*. Porto Alegre: Artmed Edition.
- Fortes, M., Marson, R., & Martinez, E. (2015). Comparação de Desempenho Físico entre Homens e Mulheres: Revisão de Literatura. *Revista Mineira de Educação Física*, 23(2), 54-69. Consultado em www.periodicos.ufv.br/revminef/article/view/9964/5499
- Franz, J. & Kram, R. (2013). How does age affect leg muscle activity/coactivity during uphill and downhill walking? *Gait & Posture*, 37(3), 378-384. doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.08.004
- Gallahue, D., & Ozmun, J. (2005). *Compreendendo o desenvolvimento motor: bebês, crianças, adolescentes e adultos*. São Paulo: Phorte Edition.
- Ganança, F. F., Gazzola, J. M., Aratani, M. C., Perracini, M. R., & Ganança, M. M. (2006). Circunstâncias e consequências de quedas em idosos com vestibulopatia crônica. *Revista Brasileira Otorrinolaringologista*, 72(3), 388-393. doi.org/10.1590/S0034-72992006000300016
- Gehlsen, G.M., & Whaley, M. H. (1990). Falls in the elderly: Part II, Balance, strength, and flexibility. *Arch Phys Med Rehabil*. 71(10), 739-41.
- Gerdhem, P., Ringsberg, K. A., & Åkesson, K. (2006). The relation between previous fractures and physical performance in elderly women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(7), 914-7. doi.org/10.1016/j.apmr.2006.03.019
- Gorzoni, M., & Russo, E. (2002). *Envelhecimento respiratório. Tratado de Geriatria e Gerontologia*. Rio de Janeiro.
- Granacher, U., Lacroix, A., Muehlbauer, T., Roettger, K., & Gollhofer, A. (2013). Effects of core instability strength training on trunk muscle strength, spinal mobility, dynamic balance and functional mobility in older adults. *Gerontology*,



59(2), 105–113. doi.org/10.1159/000343152

- Guralnik, J., Ferrucci, L., Simonsick, E., Salive, M., & Wallace, R. (1995). LowerExtremity Function in Persons over the Age of 70 Years as a Predictor of Subsequent Disability. *New England Journal of Medicine*, 332(9), 556–562. doi.org/10.1056/NEJM199503023320902
- Hairi, N. N., Cumming, R. G., Naganathan, V., Handelsman, D. J., Couteur, D. G., Creasey, H., Waite, L. M., Seibel, M. J., & Sambrook, P. N. (2010). Loss of muscle strength, mass (sarcopenia), and quality (specific force) and its relationship with functional limitation and physical disability: the Concord Health and Ageing in Men Project. *Journal of the American Geriatrics Society*, 58(11), 2055-2062. doi.org/10.1111/j.1532-5415.2010.03145.x
- Harridge, S., Kryger, A., & Stensgaard, A. (1999). Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. *Muscle and Nerve*, 22(7), 831–39. doi.org/10.1002/(SICI)1097-4598(199907)22:7<831::AID-MUS4>3.0.CO;2-3
- Hayflick, L. (1997). *Como e porque envelhecemos*. Rio de Janeiro: Campus.
- Holloszy, J. O. (2000). The biology of aging. *Mayo Clinic Proceedings*, 75(1), 3-9. doi.org/10.1016/S0025-6196(19)30634-2
- Holte, H. H., Underland, V., & Hafstad, E. (2015). Review of systematic reviews on prevention of falls in institutions. *Norwegian Knowledge Centre for the Health Services*, 13.Consultado em www.pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28510388/
- Holviala, J., Kraemer, W.J., Sillanpää, E., Karppinen, H., Avela, J., Kauhanen, A., Häkkinen, A., & Häkkinen, K. (2011). Effects of strength, endurance and combined training on muscle strength, walking speed and dynamic balance in aging men. *European Journal of Applied Physiology*, 112(4), 1335-1347. doi.org/10.1007/s00421-011-2089-7
- Hortobágyi, T., & DeVita, P. (2006). Mechanisms responsible for the age-associated increase in coactivation of antagonist muscles. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 34(1), 29-35. doi.org/10.1097/00003677-200601000-00007
- Howe, T., Rochester, L., Jackson, A., Banks, P., & Blair, V. (2007). Exercise for improving balance in older people. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 11. doi.org/10.1002/14651858.CD004963.pub3
- Hunter, S. K. (2016). The relevance of sex differences in performance fatigability. *Med Sci Sports Exerc*, 48(11), 2247-56. doi.org/10.1249/MSS.0000000000000928
- Hunter, S. K., Butler, J. E., Todd, G., Gandevia, S. C., & Taylor, J. L. (2006). Supraspinal fatigue does not explain the sex difference in muscle fatigue of maximal contractions. *J Appl Physiol*, 101(4), 1036-44. doi.org/10.1152/jappphysiol.00103.2006

- Instituto Nacional de Estatística. (2012). Censos 2011 Resultados Definitivos – Portugal. Lisboa, Portugal.
- Instituto Nacional de Estatística. (2015). Envelhecimento da população residente em Portugal e na União Europeia.
- Izquierdo, M., Ibanez, J., Gorostiaga, E., Garrues, M., Zuniga, A., Anton, A., ... Häkkinen, K. (1999). Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiol Scand*, 167(1), 57–68. doi.org/10.1046/j.1365-201x.1999.00590.x
- Kamen, G., & Knight, C. (2004). Training-related adaptations in motor unit discharge rate in young and older adults. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 59(12), 1334–1338. doi.org/10.1093/gerona/59.12.1334.
- Karuka, A. H., Silva, J. A. M. G., & Navega, M. T. (2011). Análise da concordância entre instrumentos de avaliação do equilíbrio corporal em idosos. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 15 (6), 460-466. doi.org/10.1590/S1413-35552011000600006
- Kauffman, L. (2001). *Manual de reabilitação geriátrica*. Rio de Janeiro.
- Kawamura, Y., Okazaki, H., O'Brien, P., & Dyck, P. (1977). No TLumbar motoneurons of man: I) number and diameter histogram of alpha and gamma axons of ventral root. *Journal of Neuropathology and Experimental Neurology*, 36(5), 853-60. doi.org/10.1097/00005072-197709000-00009.
- Kent-Braun, J. A., Ng, A. V., Doyle, J. W., & Towse, T. F. (2002). Human skeletal muscle responses vary with age and gender during fatigue due to incremental isometric exercise. *J Appl Physiol*, 93(5), 1813-23. doi.org/10.1152/jappphysiol.00091.2002
- Kim, T. N., & Choi, K. M. (2013). Sarcopenia: Definition, Epidemiology, and Pathophysiology. *Journal of Bone Metabolism*, 20(1), 1-10. doi.org/10.11005/jbm.2013.20.1.1
- Klass, M., Baudry, S. & Duchateau J. (2005). Aging does not affect voluntary activation of the ankle dorsiflexores during isometric, concentric, and eccentric contractions. *Journal of Applied Physiology*, 99(1), 31-38. doi.org/10.1152/jappphysiol.01426.2004
- Klass, M., Baudry, S. & Duchateau J. (2005). Contractile properties of single motor units in elderly. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1, 167-168. doi.org/10.1080/10255840512331388786
- Klass, M., Baudry, S., & Duchateau, J. (2007). Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: A brief review. *European Journal of Applied Physiology*, 100(5), 543–551. doi.org/10.1007/s00421-006-0205-x

- Ko, J. H., & Newell, K. M. (2016). Aging and the complexity of center of pressure in static and dynamic postural tasks. *Neuroscience Letters*, *610*, 104–109. doi.org/10.1016/j.neulet.2015.10.069
- Kwon, I. S., Oldaker, S., Schrage, M., Talbot, L. A., Fozard, J. L., & Metter, E. J. (2001). Relationship between muscle strength and the time taken to complete a standardized walk-turnwalk test. *The Journals of Gerontology*, *56*(9), 398-404. doi.org/ 10.1093/gerona/56.9.B398
- Leite, L. E. A., Resende, T. L., Nogueira, G. M., Cruz, I. B. M., Schneider, R. H., & Gottlieb, M. G. V. (2012). Aging, oxidative stress and sarcopenia: a systemic approach. *Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia*, *15*(2), 365-380. doi.org/ 10.1590/S1809-98232012000200018
- Lexell, J., & Downham D. (1992). What determines the muscle cross-sectional area? *Journal of the Neurological Sciences*, *111*(1), 113-114. doi.org/10.1016/0022-510X(92)90119-6
- Macaluso, A., Nimmo, M., Foster, J., Cockburn, M., McMillan, N., & De Vito, G. (2002). Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. *Muscle and Nerve*, *25*(6), 858–863. doi.org/10.1002/mus.10113
- Maki, B., & McIlroy, W. (1996). Postural Control in the Older Adult. *Clinics in Geriatric Medicine*, *12*(4), 635-658. doi.org/10.1016/S0749-0690(18)30193-9
- Mateus, T. A. (2018). Percepção dos idosos autônomos face ao seu próprio envelhecimento. *Revista de Educação*, *10*(1), 69-88. doi.org/10.34620/eduser.v10i1.107
- Matsudo, M. (2001). *Envelhecimento e atividade física*. Londrina: Midiograf, Ed.
- Matsudo S., & Matsudo V., B. N. (2000). Impacto do envelhecimento nas variáveis antropométricas, neuromotoras e metabólicas da aptidão física. *Revista Brasileira Ciência e Movimento*, *8*(4), 21-32. doi.org/10.18511/rbcm.v8i4.372
- Mayer, F., Scharhag-Rosenberg, F., Carlsohn, A., Cassel, M., Müller, S., & J. Scharhag. (2011). Elderly, The Intensity and Effects of Strength Training. *Dtsch Arztebl Int*, *108*, 359–64. doi.org/10.3238/arztebl.2011.0359
- Med, S., Fitness, P., Athlete, P., Pf, T., Crewther, B. T., Kilduff, L. P., ... Gaviglio, C. M. (2012). in *C Er Ig E C Er*, *52*(1), 27–32.
- McKinnon, N. B., Connelly, D. M., Rice, C. L., Hunter, S. W., Doherty, T. J. (2017). Neuromuscular contributions to the age-related reduction in muscle power: Mechanisms and potential role of high velocity power training. Elsevier. *Ageing Research Reviews*, *35*, 147-154. doi.org/10.1016/j.arr.2016.09.003
- McNeil, C. J., Doherty, T. J., Stashuk, D. W., & Rice, C. L. (2005). Motor unit number estimates in the tibialis anterior muscle of young, old, and very old men. *Muscle and Nerve*, *31*(4), 461–467. doi.org/10.1002/mus.20276

- Medina, J. (1996). *The Clock of Ages*. New York: Cambridge University Press, Ed.
- Meereis, E. C. W., Rossato, C. E., & Mota, C. B. (2011). Equilíbrio postural e envelhecimento. *Atividade Física., Lazer & Qualidade. Vida: Revista. de Educação Física*, 2(2), 59-65.
- Meireles, A. E., Pereira, L. M. S., Oliveira, T. G., Christofolletti, G., & Fonseca, A. L. (2010). Alterações neurológicas fisiológicas ao envelhecimento afetam o sistema mantenedor do equilíbrio. *Revista Neurociências*, 18(1), 103-108. doi.org/10.34024/rnc.2010.v18.10430
- Melo, F. (2006). *O comportamento postural no idoso. Atividade Física e Envelhecimento*. Lisboa: FMH
- Melo, G. N. S. (2013). *Benefícios e riscos de um treinamento de força para indivíduos idosos*. (Monografia, Universidade Federal de Minas Gerais). Consultado em [www.eeffto.ufmg.br/eeffto/DATA/defesas/20180129082516.pdf](http://www.eeffto.ufmg.br/eeffto/DATA/defesas/20180129082516.pdf)
- Mendonca, G. V., Pezarat-Correia, P., Gonçalves, A. D., Gomes, M., Correia, J. M., & Vila Chã, C. (2020). Sex differences in soleus muscle H-reflex and V-wave excitability. *Experimental Physiology*, 105(11), 1928-38. doi/10.1113/EP088820
- Mesbah, N., Perry, M., Hill, K. D., Kaur, M., & Hale, L. (2017). Postural Stability in Older Adults With Alzheimer Disease. *Phys Ther.*, 97(3), 290–309. doi.org/10.2522/ptj.20160115.
- Montero-Odasso, M., Schapira, M., Soriano, E., Varela, M., Kaplan, R., Camera, L., & Mayorga, L. (2005). Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. *Journals of Gerontology*, 60(10), 1304-9. doi.org/10.1093/gerona/60.10.1304.
- Morley, J. E., Baumgartner, R. N., Roubenoff, R., Mayer, J., & Nair, K. S. (2001). Sarcopenia. *Journal of Laboratory and Clinical Medicine*, 137(4), 231-243. doi.org/10.1067/mlc.2001.113504
- Moura, C. (2009). *Século XXI – Século do Envelhecimento*. Lusodidacta.
- Nashner, L., & McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *The Behavioral and Brain Sciences*, 8(1), 135-150. doi.org/10.1017/S0140525X00020008
- Nelson, M., Rejeski, J., Blair, S., Duncan, P., Judje, J., & King, A. (2007). Physical Activity and Public Health in Older Adults. Recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Med Sci Sports Exerc*, 39(8), 1435-45. doi.org/10.1249/mss.0b013e3180616aa2
- Organização Mundial da Saúde. (2004). *Global strategy on diet, physical activity and health*. Genebra.
- Organização Mundial da Saúde. (2005). *Envelhecimento ativo: uma política de saúde*. Brasília: Organização Pan-Americana da Saúde.

- Organização Mundial de Saúde. (2006). *O papel da atividade física no Envelhecimento saudável*. Florianópolis.
- Organização Mundial da Saúde. (2009). Definition of an older or elderly person. Geneva. Consultado em [www.who.int/healthinfo/survey/ageingdefnolder/en/](http://www.who.int/healthinfo/survey/ageingdefnolder/en/))
- Otín, C. L., Blasco, M. A., Linda, P., Serrano, M., & Kroemer, G. (2013). The Hallmarks of Aging. *Cell*, *153*, 1194-1217. doi:10.1016/j.cell.2013.05.039
- Pavasini, R., Guralnik, J., Brown, J. C., di Bari, M., Cesari, M., Landi, F., Vaes, B., Legrand, D., Verghese, J., Wang, C., Stenholm, S., Ferrucci, L., Lai, J. C., Bartes, A. A., Espauella, J., Ferrer, M., Lim, J. Y., Ensrud, K. E., Cawthon, P., Turusheva, A., ... Campo, G. (2016). Short Physical Performance Battery and all-cause mortality: systematic review and meta-analysis. *BMC medicine*, *14*(1), 215. doi.org/10.1186/s12916-016-0763-7
- Penninx, B., Ferrucci, L., Leveille, S., Rantanen, T., Pahor, M., & Guralnik, J. (2000). Lower extremity performance in nondisabled older persons as a predictor of subsequent hospitalization. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, *55*(11), 691-697. doi.org/10.1093/gerona/55.11.m691.
- Perry, S. D., McIlroy, W. E., & Maki, B. E. (2000). The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multidirectional perturbation. *Brain Research*, *877*(1), 401-406. doi.org/10.1016/S0006-8993(00)02712-8
- Piasecki, M., Ireland, A., Stashuk, Hamilton-Wright, A., Jones, D. A., & McPhee, J. S. (2015). Age-related neuromuscular changes affecting human vastus lateralis. *The Journal of Physiology*, *594*(16), 4525-4536. doi.org/10.1113/JP271087
- Pillard, F., Laoudj-Chenivesse, D., Carnac, G., Mercier, J., Rami, J., Rivière, D., & Rolland, Y. (2011). Physical activity and sarcopenia. *Clinics in Geriatric Medicine*, *27*(3), 449-70. doi.org/10.1016/j.cger.2011.03.009
- Poirier, D., & Berger, L. (1995). *Pessoas Idosas Uma abordagem global*. Lisboa: Lusodidacta.
- PORDATA. (2018). Esperança de vida à nascença: total e por sexo. Consultado em [www.pordata.pt/Portugal/Esperança+de+vida+à+nascença+total+e+por+sexo+\(base+trienio+a+partir+de+2001\)-418-5193](http://www.pordata.pt/Portugal/Esperança+de+vida+à+nascença+total+e+por+sexo+(base+trienio+a+partir+de+2001)-418-5193)
- Rossi, E., & Sader, C. (2002). *Envelhecimento do Sistema Osteoarticular. Tratado de Geriatria e Gerontologia*. Rio de Janeiro.
- Schneider, R. H., & Irigaray, T. Q. (2008). O envelhecimento na atualidade: aspectos cronológicos, biológicos, psicológicos e sociais. *Estudos de Psicologia*, *25*(4), 585-593. doi.org/10.1590/S0103-166X2008000400013.
- Senefeld, J., Pereira, H. M., Elliott, N., Yoon, T., & Hunter, S. K. (2018). Sex Differences in Mechanisms of Recovery after Isometric and Dynamic Fatiguing

Tasks. *Med Sci Sports Exerc*, 50(5), 1070-83.  
doi.org/10.1249/MSS.0000000000001537

- Shephard, R. (2003). *Envelhecimento, atividade física e saúde*. São Paulo: Phorte Ed.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2003). *Controle motor: teoria e aplicações práticas*. São Paulo: Manole.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2012). *Motor control. Translating research into clinical practice*. Wolters Kluwer.
- Simoceli L., Bittar, R. M. S., Bottino, M. A., & Bento, R. F. (2003). Perfil diagnóstico do idoso portador de desequilíbrio corporal: resultados preliminares. *Revista Brasileira Otorrinolaringologista*, 69(6), 772-777. doi.org/10.1590/S0034-72992003000600008
- Siparsky, P. N., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. (2014). Muscle Changes in Aging: Understanding Sarcopenia. *Sports Health*, 6(1), 36-40. doi.org/10.1177/1941738113502296
- Silva, P. (2006). *Envelhecimento e decréscimo da potência aeróbia máxima. Atividade Física e Envelhecimento*. FMH: Lisboa.
- Silva, P. (2017). Fundação Portuguesa de Cardiologia. Consultado em [www.fpcardiologia.pt/aterosclerose/](http://www.fpcardiologia.pt/aterosclerose/)
- Silveira, C., Menuchi, M., Simões, C., Caetano, M., & Gobbi, L. (2006). Construction validity in Equilibrium Tests: chronological order in tasks presentation. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, 8(3), 66-72.
- Skelton, D., Greig, C., Davies, J., & Young, A. (1994). Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. *Age and Ageing*, 23(5), 371-77. doi.org/10.1093/ageing/23.5.371
- Skelton, D., Kennedy, J., & Rutherford, O. (2002). Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age and Ageing*, 31(2), 119-125. doi.org/10.1093/ageing/31.2.119
- Speers, R. A., Kuo, A. D., & Horak, F. B. (2002). Contributions of altered sensation and feedback responses to changes in coordination of postural control due to aging. *Gait and Posture*, 16(1), 20-30. doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00003-6
- Spirduso, W. (2005). *Physical Dimensions of Aging*. (Second Edition): Human Kinetics.
- Spirduso, W., & Cronin, D. (2001). Exercise dose-response effects on quality of life and independent living in older adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(6), 598-608. doi.org/10.1097/00005768-200106001-00028.
- Squire, A. (2002). *Saúde e Bem-Estar para Pessoas Idosas: Fundamentos Básicos para a Prática*. Loures: Lusociência.

- Stratton, J., Lewy, W., Cerqueira, M., Schwartz, R., & Abrass, I. (1994). Cardiovascular responses to exercise effects of aging and exercise training in healthy men. *Circulation*, 89(4), 1648-55. doi.org/ 10.1161/01.cir.89.4.1648.
- Studenki, S., Perera, S., Wallace, D., Chandler, J., Duncan, P., Rooney, E., ... Guralnik, J. (2003). Physical performance measures in the clinical setting. *Journal of the American Geriatrics Society*, 51(3), 314–322. doi.org/ 10.1046/j.1532-5415.2003.51104.x.
- Svoboda, Z., Bizovska, L., Gonosova, Z., Linduska, P., Kovacikova, Z., & Vuillerme, N. (2019). Effect of aging on the association between ankle muscle strength and the control of bipedal stance. *PLoS ONE*, 14(10). doi.org/10.1371/journal.pone.0223434
- Resende, S. M., Rassi, C. M., & Viana, F. P. (2008). Efeitos da hidroterapia na recuperação do equilíbrio e prevenção de quedas em idosos. *Revista Brasileira De Fisioterapia*, 12(1), 57-63. doi.org/ 10.1590/S1413-35552008000100011
- Ríos, I. D. P. (2019). Loss of muscle mass induced by aging. *Revista Ciencias de La Salud*, 17 (2), 223-244. doi.org/10.12804/revistas.urosario.edu.co/revsalud/a.7925
- Rossi, E. (2008). Envelhecimento do sistema osteoarticular. *Einstein*, 6(1), 7-12. Consultado em [www.pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/lil-516993](http://www.pesquisa.bvsalud.org/portal/resource/pt/lil-516993)
- Tavares, C. (2008). *Treino da força para todos*. Manz: Lisboa.
- Thompson, L. V. (1994). Effects of age and training on skeletal muscle physiology and performance. *Physical Therapy*, 74(1), 71–81. doi.org/10.1093/ptj/74.1.71
- Tracy, B., & Enoka, R. (2002). Older adults are less steady during submaximal isometric contractions with the knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology*, 92(3), 1004–1012. doi.org/10.1152/jappphysiol.00954.2001
- Unidas, Nações. (2017). *World Population Ageing 2017: Highliths*. New York.
- Vandervoort, A., & McComas, A. (1986). Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md. : 1985), 61(1), 361–367. doi.org/ 10.1152/jappl.1986.61.1.361.
- Vasunilashorn, S., Coppin, A., Patel, K., Lauretani, F., Ferrucci, L., Bandinelli, S., & Guralnik, J. (2009). Use of the short physical performance battery score to predict loss of ability to walk 400 meters: Analysis from the InCHIANTI study. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 64(2), 223– 229. doi.org/10.1093/gerona/gln022
- Vila-Chã, C., Vaz, C., Serra, N., Marques, E., Fonseca, A., & Corte, A. (2019). *Estudo sobre a qualidade de vida e atividade física da população idosa da Guarda. Estratégias de intervenção*. Guarda: Instituto Politécnico da Guarda.

- Volpato, S., Cavalieri, M., Sioulis, F., Guerra, G., Maraldi, C., Zuliani, G., ... Guralnik, J. (2011). Predictive value of the Short Physical Performance Battery following hospitalization in older patients. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 66(1), 89–96. doi.org/10.1093/gerona/glq167.
- Walsh, G. S., Low, D. C., & Arkesteijn, M. (2021). The relationship between postural control and muscle quality in older adults. *Journal of Motor Behavior*, 1-9. doi.org/10.1080/00222895.2021.1977602
- Winter, D. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New York: Jonh wiley & Sons.
- Winter, D., Patla, A., & Frank, J. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical progress through technology*, 16(1-2), 31-51.
- Winter, D., Patla, A., Ishac, M., & Gage, W. (2003). Motor mechanisms of balance during quiet standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 49-56. doi.org/ 10.1016/s1050-6411(02)00085-8
- Wu, R., Delahunt, E., Ditroilo, M., Lowery, M., & De Vito, G. (2016). Effects of age and sex on neuromuscular-mechanical determinants of muscle strength. *Age*, 38(3), 57. doi.org/10.1007/s11357-016-9921-2
- Yoo, J., Park, K. S., Seo, S. H., & Park, H. W. (2019). Osteoporosis and hearing loss: findings from the Korea National Health and Nutrition Examination Survey 2009-2011. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*. doi.org/10.1016/j.bjorl.2018.12.009
- Yoon, T., Vanden Noven, M. L., Nielson, K. A., & Hunter, S. K. (2014). Brain areas associated with force steadiness and intensity during isometric ankle dorsiflexion in men and women. *ExpBrain Res*, 232(10), 3133-45. doi.org/10.1007/s00221-014-3976-z