

CONTRIBUIÇÃO DE MEMBROS SUPERIORES E INFERIOR DURANTE A TAREFA DE SUBIR DEGRAUS DE ÔNIBUS COLETIVO EM IDOSOS FISICAMENTE INDEPENDENTES

André W. de Oliveira Gil^{1,2}; Aline da R. Castilho¹; Letícia F. Fabrin¹; Denilson de C. Teixeira²

Universidade Estadual de Londrina ¹
Universidade Norte do Paraná ²

Resumo: Objetivo: Avaliar a contribuição de membros superiores e inferior de preferência na tarefa de subir degraus de acesso a um ônibus coletivo em idosos fisicamente independentes. Métodos: Oitenta idosos e jovens de ambos os sexos foram submetidos a avaliação da CVM (contração voluntária máxima), das variáveis de preensão manual direita (PMD) e esquerda (PME), tração de braço direita (TBD) e esquerda (TBE), dos músculos do reto femoral (REF) e bíceps femoral (BIF), por dois dinamômetros/barras e por um eletromiógrafo. As mesmas variáveis foram avaliadas na tarefa de subir o primeiro degrau em um protótipo de um ônibus coletivo, nas alturas de 40 cm e 10cm. Resultados: Os idosos tiveram maior contribuição da força de membros superiores e inferiores em comparação aos jovens na maioria das variáveis e nas diferentes alturas dos degraus, com exceção da BIF entre os homens. Idosos e jovens executaram significativamente maior força relativa em cinco das seis variáveis analisadas para subirem o degrau de 40cm em relação ao de 10cm, sendo a única exceção a BIF. Foi observado também que as mulheres idosas executaram mais força para subir os degraus do que os homens idosos nas variáveis de PME em 40cm e 10cm e na TBE em 40cm. Conclusão: Os idosos necessitam de uma contribuição maior do que os jovens para subir o degrau de acesso ao ônibus coletivo, independente da altura e, o degrau de 10 cm proporcionou uma redução significativa da contribuição de força tanto nos idosos quanto nos jovens.

Palavras-chave: Dinamometria, Eletromiógrafo, Idosos, Subir Degraus.

Introdução

As alterações na capacidade funcional causadas pelo processo de envelhecimento podem levar o indivíduo idoso a ter dificuldades ou a não conseguir realizar algumas tarefas do cotidiano que são fundamentais para a sua autonomia e qualidade de vida^{1,2}. A locomoção sobre degraus, é uma das tarefas consideradas mais difíceis pelos idosos³. A ocorrência de acidentes em escadas aumenta com a idade e, em diversos casos, resulta em hospitalizações e múltiplas lesões^{4,5}.

O transporte público urbano em muitas das suas configurações parece apresentar tais barreiras, dificultando a acessibilidade e a vida autônoma de muitos idosos e de pessoas e pessoas com mobilidade reduzida⁶. No Brasil, normalmente, os ônibus urbanos possuem degraus com medidas irregulares e com altura excessiva no seu primeiro degrau. De acordo com a Resolução 1/93 do CONMETRO (Conselho Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial)⁷, que regulamenta a padronização de carrocerias de ônibus urbanos, as

alturas permitidas para os degraus de acesso aos ônibus são de até 45 cm para o primeiro degrau e 30 cm para os outros dois, ou seja, o usuário precisa vencer 1,05 metros em apenas três degraus, o que para muitos idosos pode representar uma tarefa difícil ou impossível de ser cumprida⁸.

Com base nas considerações apresentadas, torna-se importante estudar o contexto que envolve a altura dos degraus de transportes coletivos e o quanto de força o idoso necessita para vencer esses degraus. Ao se avaliar a contribuição muscular dos idosos nessa tarefa será possível identificar se os transportes coletivos estão adequados ou não às condições dos idosos fisicamente independentes e sedentários, que representem aproximadamente 75% dessa população⁹ e, que provavelmente, são os que mais utilizam os serviços de transporte público no país. Além disso, tais informações poderão contribuir sobremaneira para a elaboração de propostas de mudanças no acesso desse tipo de transporte público, caso necessário, e/ou auxiliar no planejamento de ações de intervenções específicas que envolvam a prática de exercícios físicos para a população idosa com objetivos de mantê-la funcionalmente mais ativa.

Conforme levantamento realizado, os poucos estudos encontrados nessa direção se limitaram a investigar análises comportamentais do movimento e angulação de quadril joelho e tronozelo^{10,11,12} e nível de satisfação dos idosos com o serviço de transporte¹³. Portanto, este é o primeiro estudo que se propõe a avaliar a contribuição dos músculos de membros inferiores e superiores ao subir e descer degraus utilizando corrimão em transporte urbano coletivo, com utilização de análise eletromiográfica e dinamometria.

Nesse sentido, esta pesquisa tem como objetivo principal avaliar a contribuição de membros superiores e inferiores na tarefa de subir degraus de um ônibus coletivo em indivíduos idosos.

Materiais e Métodos

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética envolvendo seres humanos da Universidade Norte do Paraná, sob parecer 880.865/1.

Participaram do estudo 80 indivíduos (40 idosos e 40 jovens que serviram como controles), recrutados por conveniência, de ambos os sexos, alocados em quatro grupos: 20 homens idosos, 20 mulheres idosas, 20 homens jovens e 20 mulheres jovens. Os critérios de inclusão foram: ser fisicamente independente, não estar inserido em programas de exercício físico regular nos últimos seis meses e possuir estado mental normal avaliado pelo Mini

Exame do Estado Mental (MEEM)¹⁴. Os critérios de exclusão foram: não possuir lesões, dores, ou doenças osteomusculares e cardiovasculares incapacitantes que pudessem impedir ou prejudicar a realização das avaliações.

O cálculo do poder amostral foi realizado pelo software R (versão 3.2.1), levando-se em consideração os valores de correlação da preensão palmar e o número de indivíduos da amostra. Para um efeito de 0,6 à 0,05, o poder estimado foi de 98.08%¹⁵.

Foi utilizado para as coletas e processamento dos dados da CVM de preensão manual e tração de braço, dois dinamômetros de compressão e tração modelo EMG800C[®] (EMG System do Brasil Ltda[®], São José dos Campos, São Paulo, Brasil), construído com 40 cm de comprimento no mesmo formato da barra do corrimão de um ônibus. Os dinamômetros/barra foram fixados verticalmente, 45° em relação ao solo, em um suporte metálico (protótipo, semelhante à posição dos corrimãos que dão acesso à entrada dos ônibus coletivos, com 70 cm de distância horizontal entre elas e 116cm de altura do seu centro ao primeiro degrau, que possui 40cm em relação ao solo. O sistema foi calibrado para mensuração da força em quilograma (kgf), em tempo real com armazenamento em arquivo para posterior análise. Durante a aquisição dos sinais foi normalizado o tempo utilizando uma frequência de amostragem de 2 kHz por canal, um conversor A/D de 16 bits de resolução e condicionamento de sinais do dinamômetro de sinais ganho de 600 vezes e filtro (*Butterworth*) com banda de frequência de 0-100 Hz.

A CVM dos membros inferiores, flexão e extensão do joelho, foi avaliada utilizando-se uma cadeira extensora e flexora, fixada entre dois cabos metálicos para a estabilização do movimento e o eletromiógrafo (EMG Delsys Bagnoli 8, EUA). A atividade elétrica máxima durante a CVM foi analisada por rotinas no software Matlab, expressa pela amplitude do sinal em Root Mean Square (EMG-RMS_{peak})¹⁶ e a frequência de amostragem foi de 2000 Hz, com filtros de 25-450 Hz, sendo estabelecido um ganho de 1000 vezes.

Inicialmente foram coletados os dados das características antropométricas, a avaliação da CVM de preensão manual direita (PMD) e esquerda (PME), foi realizada uma por vez, com os participantes posicionados em pé, em frente ao protótipo do ônibus com os dinamômetros/barra, com afastamento lateral das pernas (largura dos ombros), com a mão realizando o pega e no centro da barra, ombro aduzido e cotovelo flexionado a 90°. A avaliação da CVM de tração do braço direita (TBD) e esquerda (TBE), também foi realizada uma de cada vez, com os participantes posicionados em pé, em frente ao protótipo do ônibus, com os dinamômetros/barra, mas com afastamento anteroposterior das pernas, com a perna oposta à frente em relação ao braço que iria executar a tração. Foram utilizados tablados de

madeira para corrigir a altura do participante em relação à fixação da barra e ao posicionamento correto de cada avaliação.

Para a avaliação da CVM de membros inferiores, os participantes tiveram os eletrodos do eletromiógrafo fixados nos músculos quadríceps (reto femoral) (REF) para a extensão do joelho e o isquiotibial (bíceps femoral) (BIF) para a flexão do joelho, segundo as normas recomendadas pelo SENIAM¹⁷. Na sequência, os avaliados foram acomodados na cadeira extensora e flexora, na posição sentada, com a estabilização do tronco e braços cruzados ao peito, avaliando a perna dominante, que foi estabilizada pelos cabos metálicos no ângulo do joelho a 120° na perna dominante ou de preferência do participante, a qual normalmente ele inicia a tarefa de subir degraus.

Em ambas as avaliações os participantes executaram três CVM, sustentadas por cinco segundos de membros superiores e inferiores tiveram a sua ordem aleatorizada para evitar o efeito aprendizagem. Foi considerado como força máxima o pico da força atingido durante as CVM.

Na sequência a tarefa experimental (TE) que consistiu em subir os três degraus do protótipo do ônibus coletivo, foi realizada em duas condições: 1) com a altura original do degrau do ônibus de 40 cm (TE40) e 2) com a altura corrigida para 10 cm (TE10). Os participantes executaram as duas tarefas da mesma forma e em velocidade normal, semelhante a utilizada em situação real de subir o ônibus: a) iniciando em posição estática de pé, em frente ao protótipo, com os braços ao longo do corpo e, b) após a autorização do avaliador, o participante subiu os três degraus, iniciando com a perna dominante e utilizando os dois corrimãos (dinamômetro/barra) como apoio, atendendo as recomendações de segurança.

Cada TE foi executada duas vezes seguidas com intervalo de três minutos entre cada repetição e cinco minutos entre cada tarefa. A ordem de execução das tarefas nas alturas dos degraus foi aleatorizada. Para as análises das TE foram considerados os picos de força e ativação de cada participante somente nas ações realizadas ao subir o primeiro degrau do protótipo, por corresponder ao impulso inicial ao subir o ônibus. As medidas de força de membros superiores e ativação dos músculos dos membros inferiores durante as TE foram mensuradas com os mesmos grupos musculares avaliados na CVM.

A mensuração das variáveis nas TE se deram simultaneamente a partir do comando inicial do avaliador e se encerraram quando o participante terminava de subir completamente o primeiro degrau. A contribuição dos membros superiores e inferior a CVM nas tarefas de preensão, tração e ativação muscular, subtraindo o valor na execução da TE40 e TE20,

multiplicado por 100 para conversão em porcentagem. Apenas os valores da contribuição foram utilizados nas análises estatísticas.

Análise Estatística

Os dados foram apresentados por meio da estatística descritiva, com medidas de tendência central, média e desvio padrão. A distribuição dos dados foi realizada pelo teste de Shapiro Wilk e como a distribuição não foi normal, foram utilizados para as análises testes não paramétricos. As comparações entre os grupos e das variáveis de contribuição da força muscular nas tarefas experimentais e a influência de possíveis covariáveis, foram realizadas pelo teste Modelo Lineares Generalizados, com o *Post Hoc de Tukey*. O índice de significância adotado em todas as análises será de 5%. O *software* estatístico utilizado foi o SPSS versão 21.0 (Somers, NY, USA).

Resultados

Na Tabela 1 são apresentados o perfil de cada grupo de participantes em relação à idade e variáveis antropométricas e os resultados em valores absolutos das CVMs e tarefas experimentais.

Tabela 1.

Os resultados da Tabela 2, referentes às comparações das contribuições nas tarefas experimentais entre idosos e jovens e sexo na mesma faixa etária, indicaram que homens e mulheres idosos, necessitam de uma contribuição de força muscular significativamente maior, em relação aos seus pares jovens, em quase todas as variáveis para subir o degrau do ônibus, tanto na TE40 e TE10. Na TE40, na variável TBE os idosos exercem entre 60% a 80% de força relativa a mais do que os jovens. A única variável que apresentou semelhanças entre idosos e jovens foi no BIF nos homens. Nas variáveis de PME nas tarefas de 40cm e 10 cm (T40 e T10) e TBE na tarefa de 40cm (TE40), as mulheres idosas mostraram precisar de uma contribuição de força significativamente maior do que os homens idosos.

Tabela 2.

O Gráfico 1 que mostra as comparações das contribuições das variáveis analisadas nas tarefas TE40 e TE10, indica que com exceção da variável BIF, em todas as outras, os

participantes de todos os grupos necessitaram significativamente de maior contribuição de força na TE40. As contribuições das variáveis de membros superiores dos homens idosos, na TE40 variaram de 34% a 66% e na TE10 de 22% a 35%; para os membros inferiores, as contribuições giraram em torno de 23% a 40% na TE40 e entre 14% a 20% na TE10. Nas mulheres idosas as contribuições de membros superiores na TE40 foram de 53% a 68% e na TE10 de 32% a 36%, e nos membros inferiores de 45% a 49% na TE40 e de 35% a 43% na TE10. Esses resultados indicam que na TE40 os idosos necessitam de aproximadamente o dobro de força muscular para acessar o ônibus do que na TE10. Esses resultados também foram similares nos jovens.

Os resultados do Gráfico 1 mostram também que provavelmente a tarefa de subir no ônibus exige uma contribuição mais importante das variáveis de tração de braço, sobretudo nos idosos, pois a magnitude dessas contribuições foram destacadamente maiores do que nas outras variáveis.

Gráfico 1.

Discussão

A comparação entre as idades mostrou que os idosos necessitam realizar maior força para subir o degrau do ônibus coletivo do que os jovens. Esta hipótese foi confirmada e pode ser explicada pelas reduções das capacidades físicas e motoras associadas ao envelhecimento, sobretudo, a de força e potência muscular, que tendem a decrescer aproximadamente 10% por década²⁷. Essas alterações refletem na atividade funcional do idoso, como por exemplo subir escadas, levando-o a executá-las mais lentamente ou realizando maiores esforços quando o ambiente não pode ser modificado^{18,19}.

Em relação às diferenças entre os sexos, em que os resultados mostraram que as mulheres idosas necessitam de mais força muscular relativa em algumas variáveis para subir os degraus do que os homens, podem ser explicados pelas diferenças entre o processo de envelhecimento biológico feminino e masculino²⁰. As mulheres, apesar de apresentarem maior longevidade do que os homens, quando idosas, possuem menor reserva orgânica, maior número de comorbidades e maior redução das massas óssea e muscular, com reflexos negativos à sua capacidade funcional²¹. Nesse sentido, Ostchega et al.²² e Lenardt et al.²³, em seus estudos, verificaram, respectivamente, que as mulheres idosas tiveram pior desempenho na velocidade de subir escadas e na força de preensão manual do que os homens idosos.

Outro aspecto relevante desse estudo foi que os idosos realizariam significativamente menos força para subir o degrau de 10cm em comparação ao de 40 cm. Esses achados devem-se aos mesmos pressupostos já apontados anteriormente sobre o declínio estrutural associado ao processo de envelhecimento que levam ao prejuízo funcional¹⁰. Os idosos utilizarem o dobro ou mais de força muscular nos segmentos musculares avaliados para subir o degrau de 40cm em relação aos jovens e que o percentual de força utilizado pelos idosos no degrau de 10cm se reduz consideravelmente.

Um resultado que chamou a atenção, foi que das seis variáveis de força avaliadas na contribuição para subir os degraus, em todos os grupos, somente o bíceps femoral (BIF) não apresentou redução significativa da tarefa experimental no degrau de 40cm para o de 10cm. Esses resultados podem ser explicados por uma análise biomecânica, que indica que o BIF possui uma função mais estabilizadora nos movimentos da marcha e de subir degraus, enquanto que o reto femoral (REF), realiza uma função propulsora^{24,25}. Nesse sentido, podemos considerar que diferentes alturas de degraus interferem pouco na ação do BIF, diferentemente do REF que precisa aumentar a sua ativação à medida que precisa projetar o corpo a uma altura maior.

Embora não tenha sido possível comparar a contribuição das variáveis de membros superiores e inferiores, pelo fato de terem sido avaliadas por instrumentos diferentes (força mecânica *versus* sinais biológicos), a força de tração de braço parece ter sido a variável que mais contribuiu para a tarefa de subir os degraus em todos os grupos, sobretudo na altura de 40cm. Os resultados dessa variável nos idosos chamam a atenção pela magnitude das contribuições, que ficaram em torno de 57% a 72% da CVM, ao passo que as dos jovens ficaram entre 39% a 41%. Esses resultados indicam que os idosos realizam nessa tarefa em torno de 70% a mais de força do que os jovens. A maior dependência da tração de braço dos idosos na tarefa de subir degraus pode ser explicada pelas reduções mais acentuadas (duas vezes mais) da massa e força muscular de membros inferiores em relação aos membros superiores no processo de envelhecimento²⁶. Essas informações demonstram a importância do corrimão nos acessos aos ônibus coletivos, pois fornecem segurança aos idosos e auxiliam na prevenção de quedas²⁷.

Enfim, os resultados encontrados nesse estudo fornecem subsídios para considerar que o acesso ao ônibus coletivo com altura média do seu primeiro degrau de 40cm é inadequado e se constitui em uma barreira importante na acessibilidade de idosos. É importante destacar, que esse estudo foi realizado com idosos fisicamente independentes, aparentemente saudáveis e autônomos para a realização das suas atividades cotidianas e que,

idosos mais frágeis, parcialmente dependentes, com mobilidade reduzida temporária ou definitiva podem ter dificuldades importantes ou não conseguirem utilizar o ônibus coletivo. Outro aspecto importante é que o estudo foi realizado em laboratório e, embora tenha simulado uma situação real do cotidiano, não trabalhou com situações que podem dificultar ainda mais a tarefa de subir o ônibus pelos idosos, como o movimento do ônibus, a aglomeração de pessoas, o tempo reduzido para realizar a tarefa e, o transporte de bolsas, sacolas e pacotes, que quase sempre são carregados por pessoas que usam o transporte coletivo. Provavelmente essas situações dificultariam ainda mais essa tarefa aos idosos.

Entendemos como limitações desse estudo, o não controle das situações do cotidiano já apontadas, presentes na tarefa de subir o ônibus e a impossibilidade de mensurar as variáveis estudadas com o mesmo padrão de medida que possibilitasse a comparação entre as contribuições de membros inferiores e superiores. Apesar desses limites, as avaliações realizadas não nos impediram constatar que os idosos necessitam de uma contribuição de força muscular muito maior do que os jovens e que a atual configuração dos acessos aos ônibus coletivos que predominam no Brasil é inadequada a eles.

Conclusão

Concluimos com este estudo que os idosos necessitam de uma contribuição maior de força muscular para subir os degraus de um ônibus coletivo de 40 cm do que seus pares jovens e que, se o degrau for ajustado para 10 cm essa contribuição é bem menor. Os resultados mostraram também que as mulheres idosas, de forma geral, precisam realizar mais força do que os homens idosos para subirem os degraus e, que a idade.

Tabela 1. Características antropométricas e valores absolutos de prensão manual, tração de braço, reto e bíceps femoral nas CVM e tarefas experimentais por faixa etária e sexo.

Idade e Dados Antropométricos	IDOSOS		JOVENS		
	HOMENS Média (DP)	MULHERES Média (DP)	HOMENS Média (DP)	MULHERES Média (DP)	
Idade (anos)	71,3 (4,86)	70,4 (4,24)	21 (2,31)	21 (2,44)	
Peso (kg)	70,3 (9,68)	67,1 (10,32)	74,7 (11,22)	59,6 (9,21)	
Estatura (m)	1,63 (0,08)	1,51 (0,04)	1,75 (0,06)	1,62 (0,05)	
IMC	27 (3,18)	29 (4,07)	24 (3,62)	22 (3,34)	
CVM					
PMD (kgf)	37,6 (10,24)	25,1 (7,93)	50,2 (10,40)	31,7 (5,54)	
PME (kgf)	33,8 (8,50)	23,9 (7,01)	45,7 (9,54)	28,2 (5,23)	
TBD (kgf)	18,0 (3,98)	14,0 (7,13)	20,3 (2,14)	14,2 (3,07)	
TBE (kgf)	16,9 (3,70)	12,7 (6,68)	17,7 (3,58)	13,8 (3,09)	
REF (rms)	114,1 (41,90)	88,5 (42,18)	163,5 (56,58)	113,0 (43,65)	
BIF (rms)	144,8 (69,08)	70,6 (29,68)	146,8 (64,39)	110,2 (31,14)	
Tarefa experimental (subir degraus)					
PMD (kgf)	TE40	12,4 (4,01)	13,0 (3,50)	12,5 (5,19)	8,9 (4,57)
	TE10	7,7 (3,83)	8,6 (4,15)	6,8 (3,56)	5,1 (2,89)
PME (kgf)	TE40	12,7 (4,21)	13,2 (3,18)	10,2 (4,88)	8,0 (3,94)
	TE10	7,8 (3,89)	7,5 (3,74)	7,4 (3,43)	4,7 (2,81)
TBD (kgf)	TE40	9,9 (2,12)	9,8 (2,23)	8,1 (3,20)	5,5 (1,40)
	TE10	5,1 (1,93)	4,8 (1,96)	4,2 (1,51)	3,1 (1,46)
TBE (kgf)	TE40	10,8 (2,27)	8,4 (2,58)	7,16 (3,70)	5,5 (1,98)
	TE10	5,7 (2,47)	4,0 (1,95)	3,4 (2,39)	2,4 (0,94)
REF (rms)	TE40	47,8 (18,42)	35,1 (16,09)	37,3 (10,58)	36,4 (7,93)
	TE10	39,4 (17,27)	29,2 (7,01)	29,0 (12,18)	29,2 (10,12)
BIF (rms)	TE40	36,0 (18,96)	32,5 (18,21)	31,5 (11,21)	32,6 (18,04)
	TE10	36,2 (22,75)	26,0 (8,58)	29,6 (12,02)	27,3 (11,80)

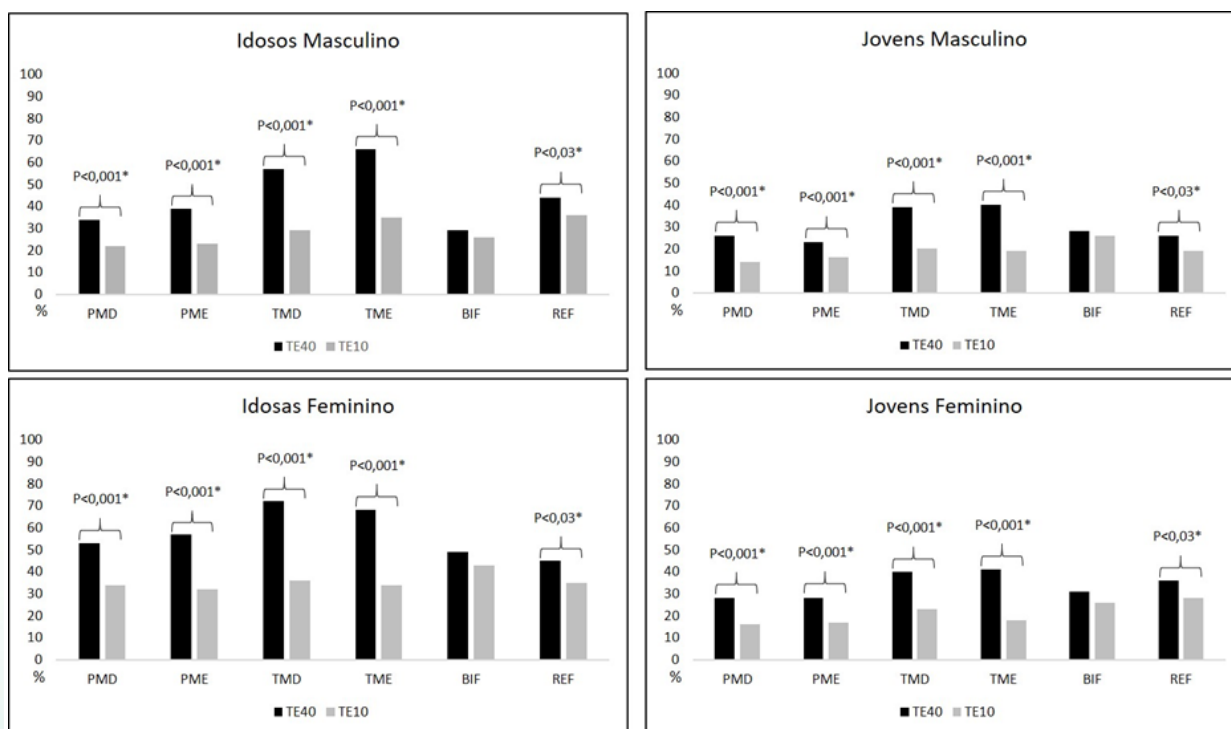
PMD - Prensão manual direita; PME - Prensão manual esquerda; TBD - Tração braço direita; TBE - Tração braço esquerda; TE40 - Degrau do ônibus de 40 cm; TE10 - Degrau do ônibus de 10 cm; DP - Desvio padrão; CVM - Contração voluntária máxima; kgf - Quilograma força; rms - Root mean square.

Tabela 2. Contribuição em porcentagem das variáveis nas tarefas experimentais por faixa etária e sexo.

Tarefa experimental (subir degraus)		IDOSOS		JOVENS		p
		HOMENS	MULHERES	HOMENS	MULHERES	
		Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	Média (DP)	
PMD %	TE40	34 (0,11)	53 (0,18)	26 (0,14)	28 (0,13)	<0,001 ^{a,b,c}
	TE10	22 (0,14)	34 (0,16)	14 (0,09)	16 (0,11)	<0,001 ^{a,b,c}
PME %	TE40	39 (0,16)	57 (0,17)	23 (0,11)	28 (0,12)	<0,001 ^{a,b,c}
	TE10	23 (0,13)	32 (0,15)	16 (0,07)	17 (0,11)	<0,001 ^{a,b,c}
TBD %	TE40	57 (0,16)	72 (0,18)	39 (0,13)	40 (0,11)	<0,001 ^{a,b,c}
	TE10	29 (0,13)	36 (0,14)	20 (0,06)	23 (0,10)	<0,001 ^{a,b}
TBE %	TE40	66 (0,17)	68 (0,15)	40 (0,17)	41 (0,17)	<0,001 ^{a,b}
	TE10	35 (0,16)	34 (0,17)	19 (0,13)	18 (0,08)	<0,001 ^{a,b}
REF %	TE40	44 (16,21)	45 (16,54)	28 (17,03)	34 (7,30)	<0,001 ^{a,b}
	TE10	34 (13,23)	35 (17,70)	19 (17,86)	28 (9,96)	<0,001 ^{a,b}
BIF %	TE40	29 (16,89)	49 (16,23)	28(12,21)	31 (15,18)	<0,001 ^{b,c}
	TE10	26 (17,31)	43(16,88)	26(10,97)	26 (11,94)	<0,001 ^{b,c}

PMD - Preensão manual direita; PME - Preensão manual esquerda; TBD - Tração braço direita; TBE - Tração braço esquerda; TE40 - Degrau do ônibus de 40 cm; TE10 - Degrau do ônibus de 10 cm; DP - Desvio padrão; % - Porcentagem; ^a Homens idosos ≠ Homens Jovens; ^b Mulheres idosas ≠ Mulheres jovens; ^c Homens idosos ≠ Mulheres idosas; ^d Homens Jovens ≠ Mulheres jovens.

Gráfico 1. Gráficos das diferenças em porcentagem entre os degraus de 40cm e 10cm



Referências

1. Chodzko-Zajko WJ, Proctor DN, Fiatarone Singh MA, et al. Exercise and physical

(83) 3322.3222

contato@cneh.com.br

www.cneh.com.br

- activity for older adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(7):1510-1530. doi:10.1249/MSS.0b013e3181a0c95c
2. Ben-Ezra M, Shmotkin D. Predictors of mortality in the old-old in Israel: The cross-sectional and longitudinal aging study. *J Am Geriatr Soc.* 2006;54(6):906-911. doi:10.1111/j.1532-5415.2006.00741.x
 3. Williamson JD, Fried LP. Characterization of Older Adults Who Attribute Functional Decrements to “Old Age.” *J Am Geriatr Soc.* 1996;44(12):1429-1434. doi:10.1111/j.1532-5415.1996.tb04066.x
 4. Startzell JK, Alfred Owens D, Mulfinger LM, Cavanagh PR. Stair Negotiation in Older People: A Review. 2000. doi:10.1111/j.1532-5415.2000.tb05006.x
 5. Timsina LR, Willetts JL, Brennan MJ, et al. Circumstances of fall-related injuries by age and gender among community-dwelling adults in the United States. *PLoS One.* 2017;12(5):e0176561. doi:10.1371/journal.pone.0176561
 6. Carlsson G. Travelling by urban public transport: exploration of usability problems in a travel chain perspective. *Scand J Occup Ther.* 2004;11(2):78-89. doi:10.1080/11038120410020548
 7. Resolução nº 1 de 26 de janeiro de 1993. Conselho Nacional de Metrologia , Normalização e Qualidade Industrial - CONMETRO. :1-19.
 8. Santos, M. D. D., Silva, M. F., Velloza, L. A., & Pompeu JE. Falta de acessibilidade no transporte público e inadequação de calçadas: efeitos na participação social de pessoas idosas com limitações funcionais. *Rev Bras Geriatr e Gerontol.* 2017;20.2:161-174. doi:http://dx.doi.org/10.1590/1981-22562017020.160090
 9. Spirduso W. *Dimensões Físicas Do Envelhecimento.* Barueri: Manole; 2005.
 10. Da-silva M V, Gobbi LT. Percepção de dificuldade e comportamento locomotor de idosos ao descer degraus de ônibus. 2005;1:96-105.
 11. Mian OS, Thom JM, Narici M V., Baltzopoulos V. Kinematics of stair descent in young and older adults and the impact of exercise training. *Gait Posture.* 2007;25(1):9-17. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.12.014
 12. Francois BG, Pelland L, Robertson DGE. Kinetic analysis of forwards and backwards stair descent. *Gait Posture.* 2008;27(4):564-571. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.07.010
 13. Abrahão A, Góes F, Cárdenas CJ De, Gomes L, Tavares AB. Percepção dos Idosos sobre o Transporte Público no Distrito Federal. *Pesqui e Práticas Psicossociais.* 2008;3(1):58-65.
 14. Brasil. *Ministério Da Saúde. Envelhecimento E Saúde Da Pessoa Idosa. Brasília: Ministério Da Saúde; 2007.; 2007.*
 15. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences (2nd Ed.). Hillsdale,NJ:Lawrence Erlbaum.; 1988.*

16. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(6):1023-1035. doi:10.1016/j.jelekin.2010.07.004
17. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361-374. doi:10.1016/S1050-6411(00)00027-4
18. Kouta M, Shinkoda K. Differences in biomechanical characteristics of sit-to-walk motion between younger and elderly males dwelling in the community. *J Phys Ther Sci.* 2008;20(3):185-189. doi:10.1589/jpts.20.185
19. Pelicioni PHS, Pereira MP, Lahr J, Gobbi LTB. Análise cinética e cinemática do levantar e andar em jovens e idosos. *Rev Bras Ciencias do Esporte.* 2015;37(3):237-244. doi:10.1016/j.rbce.2013.05.002
20. Visser M, Pahor M, Tylavsky F, et al. One- and two-year change in body composition as measured by DXA in a population-based cohort of older men and women. *J Appl Physiol.* 2003;94(6):2368-2374. doi:10.1152/jappphysiol.00124.2002
21. Auyeung TW, Lee SWJ, Leung J, Kwok T, Woo J. Age-associated decline of muscle mass, grip strength and gait speed: A 4-year longitudinal study of 3018 community-dwelling older Chinese. *Geriatr Gerontol Int.* 2014;14(SUPPL.1):76-84. doi:10.1111/ggi.12213
22. Ostchega Y, Dillon CF, Lindle R, Carroll M, Hurley BF. Isokinetic leg muscle strength in older Americans and its relationship to a standardized walk test: Data from the National Health and Nutrition Examination Survey 1999-2000. *J Am Geriatr Soc.* 2004;52(6):977-982. doi:10.1111/j.1532-5415.2004.52268.x
23. Lenardt MH, Grden CRB, de Sousa JAV, Reche PM, Betiolli SE, Ribeiro DK de MN. Factors associated with loss of handgrip strength in long-lived elderly. *Rev da Esc Enferm.* 2014;48(6):1004-1010. doi:10.1590/S0080-623420140000700007
24. Winter DA. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait.*; 1991. doi:: [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90236-T](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(92)90236-T)
25. James E. Zachazewski, Patrick O. Riley DEK. Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects. *J Rehabil Res Dev.* 1993;30(Cm):412-422. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8158557>.
26. Yoshiko A, Kaji T, Sugiyama H, Koike T, Oshida Y, Akima H. Muscle quality characteristics of muscles in the thigh, upper arm and lower back in elderly men and women. *Eur J Appl Physiol.* 2018;0(0):1-11. doi:10.1007/s00421-018-3870-7
27. Novak AC, Brouwer B. Sagittal and frontal lower limb joint moments during stair ascent and descent in young and older adults. *Gait Posture.* 2011;33(1):54-60. doi:10.1016/j.gaitpost.2010.09.024