



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

ANDRÉ WILSON DE OLIVEIRA GIL

**ANÁLISE DA CONTRIBUIÇÃO DOS MÚSCULOS DE
MEMBROS SUPERIORES E INFERIOR NA TAREFA DE
SUBIR DEGRAUS EM ÔNIBUS COLETIVO EM IDOSOS**

Londrina
2018

ANDRÉ WILSON DE OLIVEIRA GIL

**ANÁLISE DA CONTRIBUIÇÃO DOS MÚSCULOS DE
MEMBROS SUPERIORES E INFERIOR NA TAREFA DE
SUBIR DEGRAUS EM ÔNIBUS COLETIVO EM IDOSOS**

Tese de Doutorado apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física associado UEL/UEM, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Educação Física.

Orientador: Dr. Denílson de Castro Teixeira

Londrina
2018

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

Gil, André Wilson de Oliveira.

Análise da contribuição dos músculos de membros superiores e inferior na tarefa de subir degraus em ônibus coletivo em idosos. / André Wilson de Oliveira Gil. - Londrina, 2018.
77 f. : il.

Orientador: Denílson de Castro Teixeira.

Coorientador: Rubens Alexandre da Silva Junior .

Tese (Doutorado em Educação Física) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Educação Física e Esportes, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2018.
Inclui bibliografia.

1. Idosos - Tese. 2. Dinamometria - Tese. 3. Eletromiógrafo - Tese. 4. Subir Degraus - Tese. I. de Castro Teixeira, Denílson . II. da Silva Junior , Rubens Alexandre . III. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Educação Física e Esportes. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. IV. Título.

ANDRÉ WILSON DE OLIVEIRA GIL

**ANÁLISE DA CONTRIBUIÇÃO DOS MÚSCULOS DE MEMBROS
SUPERIORES E INFERIOR NA TAREFA DE SUBIR DEGRAUS EM
ÔNIBUS COLETIVO EM IDOSOS**

Tese de Doutorado apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física associado UEL/UEM, como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Educação Física.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr. Denílson de Castro
Teixeira
Universidade Estadual de Londrina – UEL

Prof. Dr. Leandro Ricardo Altimari
Universidade Estadual de Londrina – UEL

Prof. Dr.^a Márcia Greguol
Universidade Estadual de Londrina – UEL

Prof. Dr. Eros de Oliveira Junior
Universidade Norte do Paraná – UNOPAR

Prof. Dr. Cesar Ferreira Amorim
Universidade Cidade de São Paulo – UNICID

Londrina, 29 de junho de 2018.

DEDICATÓRIA

Este trabalho é dedicado a minha mãe. Pessoa a qual não mediu esforços para se dedicar e ajudar na conclusão dos meus estudos e formação como pessoa. Sem sua compreensão, amor e dedicação para comigo e meu irmão nada seria possível. Sou imensamente agradecido a todo o seu apoio e amor!

AGRADECIMENTOS

Agradeço em primeiro lugar a Deus que iluminou a minha trajetória durante esta caminhada.

Aos meus familiares, meu irmão Marcelo Henrique O. Gil e meu padrasto João Antônio de Carvalho que sempre acreditaram em mim, estiveram ali quando eu mais precisei em especial a minha querida mãe Maria de Fátima de Oliveira, que tenho orgulho de ter seguido seus ensinamentos e exemplo como ser humano.

Agradeço meu o orientador “Denílson de Castro Teixeira pela amizade, paciência, convívio, dedicação e aos ensinamentos durante esses quatro anos de convivência”, ao meu professor “Rubens Alexandre da Silva Junior pela oportunidade de me conduzir nos ensinamentos científicos até hoje”.

À minha namorada Ludymila Fonseca que esteve ao meu lado durante os últimos anos me auxiliando nas dificuldades encontradas durante esta jornada. Aos meus amigos Márcio Rogério de Oliveira, Denis C. Santos, Fabiano S. Miguel, Matheus Leal Castanheira e Lucas Franz que me apoiaram a chegar até a aqui.

Aos doutorandos Vitor, Camila, Anderson, Silvana e Sandra; também aos mestrandos Carlinhos e Bruna, obrigado pela ajuda, apoio e incentivo. Aos alunos Aline, Letícia e Pablo que colaboraram em diferentes etapas na construção desta tese. Agradeço a todos os idosos que participaram da coleta de dados e foram incluídos nesse estudo.

Agradeço por fim a todos que fizeram parte da minha vida nesses anos, porque cada um colaborou de uma forma única para a minha formação pessoal e profissional, muitos aqui quero que continuem ao meu lado, mas não somente como colegas de profissão mas como amigos, pois ninguém consegue chegar a lugar nenhum sozinho, e como diria Isaac Newton, “Se eu vi mais longe, foi por estar de pé sobre ombros de gigantes”.

“Os que se encantam com a prática sem a ciência são como os timoneiros que entram no navio sem timão nem bússola, nunca tendo certeza do seu destino”.

(Leonardo da Vinci)

GIL, André Wilson Oliveira. **Análise da contribuição dos músculos de membros superiores e inferior na tarefa de subir degraus em ônibus coletivo em idosos.** 2018. 78f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2018.

RESUMO

Durante o envelhecimento organismo sofre alterações em todos os seus sistemas, levando a prejuízos funcionais. As dificuldades para realizar algumas atividades diárias também estão relacionadas às barreiras arquitetônicas como o acesso ao ônibus coletivo, pois a maioria possui degraus demasiadamente altos. Essa barreira pode impedir ou dificultar o uso desse meio de transporte por idosos. Nesse sentido, conhecer o quanto de força muscular de membros superiores e inferiores os idosos necessitam para subir em um ônibus coletivo, é de extrema relevância. Esta tese é apresentada em dois estudos, sendo o primeiro com objetivo de verificar a reprodutibilidade de dois dinamômetros, construídos especialmente para o estudo, em formato de corrimão que avaliam a força de preensão manual e tração de braço; e o segundo avaliar a contribuição dos músculos de membros superiores e inferiores na tarefa de subir degraus de acesso ao ônibus coletivo em indivíduos idosos. A amostra foi constituída num total de 104 participantes, 24 no primeiro estudo (12 idosos e 12 jovens) e 80 no segundo (40 idosos e 40 jovens como controles) participantes. Inicialmente foram avaliadas as CVM (contração voluntária máxima) de preensão manual e tração de braço pelos dinamômetros em formato de corrimão e a CVM de flexão e extensão do joelho com eletromiógrafo em uma cadeira flexora e extensora. Na sequência os participantes foram submetidos à tarefa de subir o primeiro degrau em um protótipo com as dimensões do acesso ao um ônibus coletivo com altura original do primeiro degrau de 40 cm e corrigida para 10cm. Os dinamômetro/barra foram reprodutíveis apresentando baixos erros de medida tanto para os idosos quanto para os jovens, com índices de correlação intraclasse acima dos 0,95 para todas as variáveis. Os idosos tiveram maior contribuição da força de membros superiores e inferiores em comparação aos jovens ($p < 0,05$) na maioria das variáveis e nas diferentes alturas dos degraus. Idosos e jovens executaram significativamente maior força em cinco das seis variáveis analisadas para subirem o degrau de 40cm em relação ao de 10cm ($< 0,05$). Foi observado também que as mulheres idosas executaram mais força para subir os degraus do que os homens idosos nas variáveis de preensão manual esquerda em 40cm e 10cm e na tração de braço esquerda em 40cm ($p < 0,05$). Conclui-se que os dinamômetros/barra apresentaram boa reprodutibilidade e que os idosos precisam de uma contribuição maior de força muscular do que os jovens para subir os degraus de um ônibus coletivo independente da altura do degrau. O estudo mostrou também que idosos exercem menos força no degrau de 10cm em relação ao de 40cm. Esses resultados podem contribuir diretamente para novas políticas públicas que possam melhorar o acesso ao transporte público para uma maior inclusão da população idosa.

Palavras-chave: Dinamometria. Eletromiógrafo. Força Muscular. Idosos. Subir Degraus.

GIL, André Wilson Oliveira. **Analysis of the contribution of the muscles of the upper and lower limbs in the task of climbing stairs in collective buses in the elderly**. 2018. 78p. Tese (Doutorado em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2018.

ABSTRACT

During aging the organism undergoes reduction in all its systems, leading to functional impairments. The difficulties to accomplish some daily activities are also related to architectural barriers such as access to the collective bus, since most have very high steps. This barrier can prevent or hinder the use of this type of transport by the elderly. In this sense, knowing how much muscular strength of upper and lower limbs the elderly need to get on a collective bus, is of extreme relevance. This thesis is presented in two studies, the first one aiming to verify the reproducibility of two dynamometers, specially constructed for the study, in a handrail format that evaluate the manual grip strength and arm pull; and the second to evaluate the contribution of the upper and lower limbs muscles in the task of climbing steps of access to the collective bus in elderly individuals. The sample consisted of a total of 104 participants, 24 in the first study (12 elderly and 12 young) and 80 in the second (40 elderly and 40 young as controls) participants. Initially, the MVC (maximum voluntary contraction) of manual gripping and traction of arm were evaluated by the dynamometers in a handrail format and MVC of flexion and extension of the knee with electromyograph in a flexor and extensor chair. Following the participants were submitted the task of climbing the first step in a prototype with the dimensions of access to a collective bus with original height of the first step of 40 cm and corrected to 10 cm. The dynamometer / bar were reproducible presented low measurement errors for both the elderly and the young, with intraclass correlation indexes above 0.95 for all variables. The elderly had a greater contribution of the strength of upper and lower limbs in comparison to the young ones ($p < 0.05$) in most of the variables and in the different heights of the stairs. Elderly and young people utilized significantly more strength in five of the six variables analyzed to climb the 40cm step compared to 10cm ($p < 0.05$). It was also observed that older women utilized more strength to climb the stairs than the elderly men in the left hand grip variables at 40cm and 10cm and the left arm pull at 40cm ($p < 0.05$). In conclusion the dynamometers / bar presented good reproducibility and that the elderly need a greater contribution of muscular strength than the young ones to climb the steps of a collective bus independent of the height of the step. The study also showed that the elderly utilized less strength in the step of 10cm in relation to that of 40cm. These results can directly contribute to new public policies that can improve access to public transportation for greater inclusion of the elderly population.

Keywords: Dynamometry. Electromyograph. Muscle strength. Elderly. Climbing Steps.

LISTA DE TABELAS E FIGURAS

METODOLOGIA GERAL

- Figura 1 -** Protótipo do ônibus com os dinamômetros/barra em formato de corrimão21
- Figura 2 -** (A) posicionamento de preensão manual, (B) posicionamento de tração de braço e (C) tablados de madeira para correção da altura 22
- Figura 3 -** A posicionamento do eletrodo no músculo reto femoral, B posicionamento do eletrodo no musculo bíceps femoral, C posicionamento da flexão e D posicionamento da extensão24
- Figura 4 -** A início da tarefa sem tablado, B início da tarefa com tablado, C subida no primeiro degrau sem tablado e D subida no primeiro degrau com tablado25

ARTIGO 1

- Tabela 1 -** Características Antropométricas 40
- Tabela 2 -** Diferenças entre os dois grupos e o tamanho do efeito 41
- Tabela 3 -** Resultado da reprodutibilidade confiabilidade teste-reteste e valores do erro de medida 42
- Figura 1 -** Protótipo do ônibus com os dinamômetros/barra em formato de corrimão 43
- Figura 2 -** (A) posicionamento de preensão manual, (B) posicionamento de tração de braço e (C) tablados de madeira para correção da altura 44

ARTIGO 2

- Tabela 1 -** Características antropométricas e valores absolutos de preensão manual, tração de braço, reto e bíceps femoral nas CVM e tarefas experimentais por faixa etária e sexo..... 60
- Tabela 2 -** Contribuição em porcentagem das variáveis nas tarefas experimentais por faixa etária e sexo..... 61

Figura 1 -	A posicionamento de preensão manual, B posicionamento de tração de braço, C posicionamento da extensão e D posicionamento da flexão	62
Figura 2 -	A início da tarefa TE40, B subida no primeiro degrau com 40cm, C início da tarefa TE10 e D subida no primeiro degrau com 10cm	63
Gráfico 1 -	Gráficos das diferenças em porcentagem entre os degraus de 40cm e 10cm	64

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%	Porcentagem
BIF	Bíceps femoral
Cm	Centímetros
CONMETRO	Conselho Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial
CVM	Contração voluntária máxima
DP	Desvio padrão
Hz	Hertz
IC	Intervalo de confiança
ICC	Coeficiente de correlação intraclassa
IMC	Índice de massa corporal
Kg	Quilograma
Kgf	Quilograma força
LAFUP	Laboratório de Avaliação Funcional e Performance Motora Humana
MEEM	Mini Exame do Estado Mental
PMD	Preensão manual direita
PME	Preensão manual esquerda
REF	Reto femoral
RMS	Root Mean Square
SEM	Erros da medida
SENIAM	Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles
TBD	Tração braço direita
TBE	Tração braço esquerda
TE	Tarefa experimental
TE10	Degrau do ônibus de 10 cm
TE40	Degrau do ônibus de 40 cm

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	Justificativa	16
1.2	Hipótese.....	17
2	OBJETIVOS	18
2.1	Objetivo geral.....	18
2.2	Objetivos específicos	18
3	METODOLOGIA GERAL	19
3.1	Delineamento do estudo	19
3.2	Participantes	19
3.3	Instrumentos e Procedimentos	20
3.3.1	Medidas Antropométricas	20
3.3.2	Medidas da força muscular máximas de membros superiores	20
3.3.3	Medidas da ativação muscular dos membros inferiores	22
3.3.4	Tarefa experimental	24
3.3.4	Análise Estatística.....	27
4	ARTIGO 1	28
5	ARTIGO 2	46
6	CONSIDERAÇÕES FINAIS	67
7	REFERÊNCIAS	68
8	APÊNDICE	73

1 INTRODUÇÃO

O processo de envelhecimento humano é caracterizado por alterações no organismo que vão se tornando mais aparentes conforme o tempo passa. Dentre as principais alterações destacam-se o aumento da gordura corporal, reduções na massa livre de gordura e nos sistemas neural, cardiovascular, respiratório e imunológico^{1,2,3}. Essas mudanças provocam também a redução da aptidão física e motora^{4,5,6,7,8,9} que por sua vez, poderão trazer consequências negativas ao idoso.

Na realização das suas tarefas do cotidiano, sejam elas as mais complexas (instrumentais) que requerem maior reserva física e funcional como sair de casa e pegar transporte, até as mais básicas como as atividades de autocuidado e higiene pessoal^{4,10,11}. É importante destacar, que essas alterações podem ser potencializadas pelo estilo de vida inadequado adotado ao longo da vida, sobretudo se for sedentário^{4,12}.

Dentre as capacidades que compõem a aptidão física e motora, a força muscular é uma das mais importantes por estar presente em todas as ações motoras voluntárias do organismo^{13,14}. Nesse sentido, a magnitude da redução da força muscular no idoso determina o quão ele é funcional, ou seja, se na hierarquia das atividades cotidianas ele possui algum grau de dependência ou não^{15,16}. Esses pressupostos fazem com que a força muscular seja um componente praticamente obrigatório nas avaliações diagnósticas sobre as condições de saúde dos idosos e que deva ser priorizada nos programas de exercícios físicos para essa população.

As principais alterações musculares decorrentes do processo de envelhecimento compreendem na a) diminuição na área de secção transversa das fibras musculares e alterações na sua forma, sobretudo, após os 70 anos; b) diminuição da área muscular de aproximadamente 40% (dos 20 aos 80 anos); c) diminuição no número total de fibras musculares em torno de 39%; d) diminuição seletiva no tamanho das fibras muscular do tipo II (contração rápida) de aproximadamente 26% e; e) redução da massa e força muscular mais acentuadamente nos membros inferiores^{4,17}. Essas alterações, segundo o autor, deve-se a um processo contínuo de denervação das fibras musculares que se intensifica após os 60 anos e que conseqüentemente são substituídas por gordura e tecido fibroso¹⁷. Nesse sentido, Nikolic¹⁸, Lexell¹⁹ e Kararizou²⁰ evidenciaram que as fibras do tipo II são mais sensíveis ao fenômeno de atrofia muscular no processo de

envelhecimento quando comparadas às fibras do tipo I, o que trazem repercussões negativas à funcionalidade do idoso, sobretudo nas que requerem potência e velocidade.

Quando as reduções na massa e força muscular extrapolam a normalidade do processo de envelhecimento elas são respectivamente denominadas de sarcopenia e dinapenia^{8,21}. A redução acentuada da massa e força muscular apresenta riscos adversos, tais como prejuízos na mobilidade, na qualidade de vida e risco aumentado de mortalidade^{9,10}. A sarcopenia apresenta uma prevalência variada em relação a idade, sendo de 5 a 13% dos 60 a 70 anos, enquanto que para idosos com mais de 80 anos esta prevalência varia entre 11 e 50%. Nos próximos 40 anos, mais de 200 milhões de pessoas serão afetadas por esta disfunção²². Uma das principais causas para a perda seletiva da massa muscular é a diminuição nos níveis do hormônio de crescimento, que ocorre com o envelhecimento e a diminuição no nível de atividade física do indivíduo^{22,23,24}.

A redução da massa e força muscular associada a fatores ambientais, educacionais, políticos e condições de vida levam os idosos a terem prejuízos funcionais. Estima-se que no sul do Brasil, aproximadamente 37,1% dos idosos apresentam comprometimentos na capacidade funcional e na região norte esse valor aumenta para 52,3%²⁵. A presença de doenças e comorbidades também contribuem para prejuízos na atividade funcional do idoso: a hipertensão arterial, a doença cardíaca, a atropatia e a doença pulmonar, aumentam respectivamente em 39%, 82%, 59% e 50% as chances dos idosos em serem dependentes das atividades instrumentais da vida diária²⁶. Somando-se às doenças apresentadas, a depressão também é apontada como um importante fator limitador da capacidade funcional em idosos^{27,28}.

Dentre as atividades cotidianas que os idosos apresentam dificuldades quando reduzem a sua funcionalidade física estão sentar, levantar, andar, subir e descer escadas^{29,30}. A locomoção é uma das atividades funcionais mais sensíveis à redução funcionalidade física do idoso. A velocidade reduzida da marcha pode alterar significativamente a maneira com que o idoso interage com o ambiente e além disso, pode ser um indicativo de fragilidade^{4,31}. A locomoção sobre degraus é uma das tarefas consideradas mais difíceis de executar por idosos,³² de modo que a ocorrência de acidentes em escadas aumenta com a idade e, em diversos casos, resulta em hospitalizações e múltiplas lesões^{33,34}.

Um importante aspecto a ser considerado nesse contexto é que as dificuldades encontradas pelos idosos na realização de algumas tarefas cotidianas não estão associadas somente aos declínios físicos causados pelo processo de envelhecimento e estilo de vida, mas também às barreiras arquitetônicas presentes nas cidades, dificultando a acessibilidade e a vida autônoma de muitos idosos e de pessoas com diferentes tipos de deficiências. Tais barreiras, muitas vezes, impedem o exercício mais básico dos direitos de qualquer cidadão: o de deslocar-se livremente. A presença de escadas, degraus altos, banheiros não adaptados, transporte público inadequado, buracos nas vias públicas constitui parte dos inúmeros exemplos de barreiras arquitetônicas. Assim, parte dos idosos, tem sido segregados em sua moradia pelas dificuldades enfrentadas na circulação urbana, inclusive no transporte coletivo^{35,36}.

Considerando a atual configuração das cidades, o transporte coletivo público de passageiros possui importante função de integrar diversos espaços urbanos, permitindo que as pessoas acessem seus locais de trabalho e lazer, além de propiciar oportunidades de consumo. O transporte público viabiliza também o deslocamento das pessoas que não possuem condições de ter um veículo particular por questões financeiras ou físicas³⁷. Assim, o transporte coletivo parece ser o mais utilizado pela população idosa brasileira,³⁸ visto que viabiliza a realização de atividades necessárias à sua subsistência e ajuda a manter esses indivíduos integrados na sociedade³⁹. Particularmente para os idosos, o transporte público se constitui em uma forma mais acessível de locomoção, devido ao baixo custo e a não dependência de familiares. Entretanto, as pessoas com idade avançada enfrentam dificuldades na utilização dos ônibus, como a distância entre o seu domicílio e o ponto de embarque e, principalmente, a diferença entre os degraus do nível do solo até o interior do ônibus. Esta dificuldade, em específico, pode limitar a participação do idoso na sociedade^{40,41}.

Apesar da importância do transporte coletivo na vida das pessoas idosas que residem nos centros urbanos, as suas características atuais podem representar uma barreira à sua acessibilidade, sobretudo para aqueles que apresentam baixos níveis de aptidão física. Comumente no Brasil, os ônibus urbanos possuem degraus com medidas irregulares e com altura demasiadamente alta no seu primeiro degrau. De acordo com a Resolução 1/93 do CONMETRO (Conselho Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial)⁴², 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 cumprida devido às suas limitações funcionais⁴³.

O ato de subir e descer uma escada, rampa ou entrar no ônibus se torna uma atividade desafiadora para muitos idosos. A literatura apresenta poucos estudos a respeito da tarefa de subir degraus. Os existentes estão mais relacionados ao contexto cinemático^{44,45,46}, porém ainda são muito escassas as informações acerca da quantidade de força que seria necessária para os idosos subirem degraus, principalmente quando consideramos o componente dos membros superiores, que são importantes suportes nessa tarefa quando há corrimãos. Um aspecto importante neste contexto, é que a escassez de estudos nessa área deve-se também a complexidade da avaliação objetiva de tarefas funcionais do cotidiano. Por apresentarem muita variação de movimentos, nem sempre os instrumentos disponíveis contemplam mais precisamente a variável de interesse a ser mensurada, como por exemplo a força na tarefa funcional. Nesse sentido, a construção de equipamentos específicos para determinadas situações quase sempre é necessária.

O estudo de Carli et al. 2013⁴⁷, avaliou a cinética a partir da força de reação do solo no momento da pisada no primeiro degrau de uma escada, em dois grupos de idosos com níveis de capacidade funcional diferente. Ficou evidenciado que o idoso com uma melhor capacidade física gerou uma força maior em comparação ao idoso mais frágil, que por sua vez, necessitou de mais tempo na posição para gerar o impulso necessário para subir para o próximo degrau.

A acessibilidade não é desafio apenas do Brasil, países desenvolvidos como os EUA também enfrentam desafios relacionados às barreiras arquitetônicas. Em um estudo recente realizado na cidade de Chicago por Locatelli et al.⁴⁸, verificou-se que pessoas que possuem limitação física decorrente de patologias apontam o transporte público como barreira significativa em sua locomoção. Portegijs et al.⁴⁹, afirma que a acessibilidade de idosos fica prejudicada quando a sua capacidade física diminui, principalmente quando necessitam realizar atividades fora do seu domicílio. Diante disso, torna-se importante e necessário estudar e adequar os ambientes para que idosos com capacidade funcional comprometida e

peças debilitadas possam ter acesso livre a todos os espaços e, assim, exercerem a sua condição de cidadania.

1.1 Justificativa

Com base nas considerações apresentadas, parece de extrema importância estudar o contexto que envolve a condição física e a acessibilidade de idosos, sobretudo, em locais considerados essenciais para a mobilidade urbana do idoso, como o transporte coletivo público.

Vale ressaltar, que apesar da tarefa de subir degraus estar presente também em diversas situações do cotidiano, poucas informações sobre esse assunto estão disponíveis na literatura até o presente momento. Segundo levantamento bibliográfico realizado, os poucos estudos encontrados nessa direção se limitaram a investigar análises comportamentais do movimento, como o uso das duas mãos nos corrimões, se entra de lado ou de frente, se a posição do pé está reta ou lateralizada e algumas medidas mais objetivas como velocidade de subida, angulação das articulações^{37,44,45} e nível de satisfação dos idosos com o serviço de transporte⁵⁰.

A avaliação objetiva da força muscular necessária para realizar essa tarefa de membros inferiores e superiores não foi encontrada. Essa avaliação envolve uma análise complexa, pois necessita de instrumentação específica que permite considerar a força de membros inferiores e superiores ao utilizar o corrimão. Essa avaliação global é de extrema importância e necessária devido a maior magnitude na redução da força de membros inferiores em relação aos superiores na população idosa. Essa característica pode influenciar nas estratégias adotadas pelos idosos ao subir degraus mais altos.

Com base nos pressupostos apresentados essa tese se propõe a verificar a reprodutibilidade um instrumento construído especialmente para o estudo para avaliar a força de ações motoras de membros superiores ao utilizar o corrimão na tarefa de subir degraus e avaliar a contribuição dos músculos de membros inferiores e superiores ao subir degraus utilizando corrimão em transporte urbano coletivo, com utilização de análise eletromiográfica e dinamometria. A presente tese foi desenvolvida mediante o modelo alternativo ou escandinavo a qual é composta por dois artigos científicos conforme a descrição dos objetivos do estudo.

1.2 Hipóteses

Com base na literatura levantada para esse estudo, de que idosos diminuem a sua reserva física e funcional em relação à idade jovem e que a magnitude da redução da força de membros inferiores é maior do que a força de membros superiores, este estudo possui as seguintes hipóteses:

- 1- O dinamômetro/barra construído especificamente para esse estudo possui valores aceitáveis de reprodutibilidade para idosos e jovens.
- 2- O idoso necessita de uma contribuição de força de membros inferiores e superiores significativamente maior do que os jovens para subir o primeiro degrau do ônibus coletivo, tanto na altura original de 40cm quanto na ajustada para 10cm.
- 3- Os idosos necessitam de uma contribuição de força de membros inferiores e superiores significativamente menor para subir um degrau de acesso ajustado para 10 cm de altura, quando comparado ao degrau original de 40 cm.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Analisar a contribuição dos músculos de membros inferiores e superiores na tarefa de subir degraus que simulam o acesso a um ônibus coletivo, em indivíduos idosos fisicamente independentes.

2.2 Objetivos específicos:

- Testar a reprodutibilidade de dois dinamômetros/barra em formato de corrimão, construídos especialmente para esta pesquisa, que avaliam a força de preensão palmar e tração de braço do lado direito e esquerdo no ato de subir degraus, em indivíduos idosos e jovens fisicamente independentes (Artigo 1).
- Analisar e comparar a contribuição dos músculos de membros inferiores e superiores, na tarefa de subir o primeiro degrau de acesso a um ônibus coletivo, na altura original de 40cm e ajustada para 10 cm, em indivíduos idosos e jovens fisicamente independentes (Artigo 2).
- Identificar as possíveis relações entre sexo e idade com a contribuição de membros inferiores e superiores na tarefa de subir degraus que simulam o acesso a um ônibus coletivo, em indivíduos idosos fisicamente independentes (Artigo 2).

3 METODOLOGIA GERAL

3.1 Delineamento do estudo

Trata-se de uma pesquisa descritiva com delineamento transversal desenvolvida em duas etapas: Etapa 1, que avaliou a reprodutibilidade de um dinamômetro desenvolvido para avaliar a força muscular dos membros superiores no momento da preensão manual e tração de braço e Etapa 2 que avaliou a contribuição dos membros superiores e inferiores no momento de subir os degraus de um ônibus coletivo, respectivamente por eletromiografia e dinamometria.

Os dados foram coletados no LAFUP – Laboratório de Avaliação Funcional e Performance Motora Humana, da Universidade Norte do Paraná. Avaliações foram realizadas pelo autor desta tese e dois auxiliares, estudantes de fisioterapia, devidamente treinados para os procedimentos de coletas do estudo.

3.2 Participantes

A amostra desse estudo foi selecionada por conveniência em dois momentos com intervalo de um ano para cada uma. Na Etapa 1 do estudo foram recrutados 24 indivíduos de ambos os sexos, alocados em dois grupos: 12 idosos acima de 60 anos (6 homens e 6 mulheres) oriundos do programa de convivência Pró-vida situado na Universidade Norte do Paraná (Unopar) e 12 jovens com idade entre 18 a 30 anos (6 homens e 6 mulheres) universitários do curso de Fisioterapia e Educação Física da Unopar. Na Etapa 2, participaram 80 indivíduos de ambos os sexos, alocados em dois grupos: 40 idosos acima de 60 anos (20 homens e 20 mulheres) recrutados através do banco de dados do Projeto ELLO- Estudo sobre Envelhecimento e Longevidade vinculado as Unidades básicas de saúde (para mais informações <http://www2.unopar.br/eelo/index.html>), e 40 jovens como controles com idades entre 18 a 30 anos (20 homens e 20 mulheres) provenientes da comunidade universitária da Unopar e Uel.

Os critérios de elegibilidade para as duas amostras foram: ser fisicamente independentes e possuir estado mental normal. Esta avaliação foi realizada somente nos indivíduos idosos pelo Mini Exame do Estado Mental (MEEM)⁵¹, considerando o nível de escolaridade ter estado mental normal (13 pontos para analfabetos, 18 para

idosos com 1 a 8 anos de estudo e 24 para 9 anos ou mais de estudo)⁵². Os critérios de exclusão foram: possuir lesões, dores, ou doenças osteomusculares, cardiovasculares e neurológicas incapacitantes que pudessem impedir ou prejudicar a realização das avaliações.

Todos os indivíduos incluídos no estudo assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, conforme a resolução 466/12 e 510/16 do Conselho Nacional de Saúde e o estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Norte do Paraná sob parecer 880.865/14.

3.3 Instrumentos e Procedimentos

3.3.1 Medidas Antropométricas

A massa corporal foi mensurada em uma balança de plataforma digital da marca Filizola, modelo ID 110, com precisão de 0,1 kg e a estatura por um estadiômetro com precisão de 0,1 cm, de acordo com os procedimentos descritos por Gordon et al. (1988)⁵³. O índice de massa corpórea (IMC) foi determinado pelo coeficiente massa corporal (kg) / estatura² (m).

3.3.2 Medidas da força muscular máximas de membros superiores

A força de preensão manual e tração de braço foi avaliada por dois dinamômetros de compressão, modelo EMG800C[®] (EMG System do Brasil Ltda[®], São José dos Campos, São Paulo, Brasil). O sistema foi calibrado para mensuração da força em tempo real com armazenando 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.

Os equipamentos foram construídos especialmente para avaliar a força de preensão palmar e tração de braço na tarefa de subir degraus, desta forma, possuem a dimensão de 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, com 70 cm de distância horizontal entre elas, em um suporte

metálico (protótipo), similarmente à posição dos corrimãos que dão acesso à entrada dos ônibus coletivos (Figura 1).



Figura1. Protótipo do ônibus com os dinamômetros/barra em formato de corrimão.

Na avaliação da preensão manual, os indivíduos realizaram os testes posicionados em pé, com afastamento lateral das pernas (largura dos ombros), com a mão realizando a pega no centro da barra, ombro aduzido e cotovelo flexionado a 90° . Foram utilizados tablados de madeira para corrigir a altura do participante em relação à fixação da barra e ao posicionamento correto do teste (Figura 2A). Para avaliar a contração voluntária máxima (CVM) o indivíduo realizou três contrações seguidas isométricas voluntárias máximas em cada membro (esquerdo e direito), que foram sustentadas por cinco segundos, com intervalos de recuperação de um minuto entre as mesmas.

Na avaliação da tração do braço, os indivíduos realizaram os testes posicionados em pé, com afastamento anteroposterior das pernas, com a perna oposta à frente em relação ao braço que iria executar a tração. A pega da mão foi realizado no centro da barra, com os polegares voltados para cima, ombros aduzidos alinhados à altura da mão posicionada na barra e cotovelos flexionados a 90° apontados para baixo (Figura 2B). Foram utilizados tablados de madeira para corrigir a altura do participante em relação à fixação da barra e ao posicionamento

correto do teste (Figura 2C). Para avaliar a CVM na tarefa de tração, o indivíduo realizou três contrações seguidas isométricas voluntárias máximas em cada membro (esquerdo e direito), que foram sustentadas por cinco segundos, com intervalos de recuperação de um minuto entre as mesmas.

Os resultados foram processados no próprio software das barras fornecido pela EMG System™ Brasil considerando como força máxima o pico da força atingido durante a CVM de cinco segundos. O melhor resultado das três repetições (direita e esquerda) tanto da preensão manual e tração de braço foi usado para as análises como sugerido por Trampisch et al 2012⁵⁴.

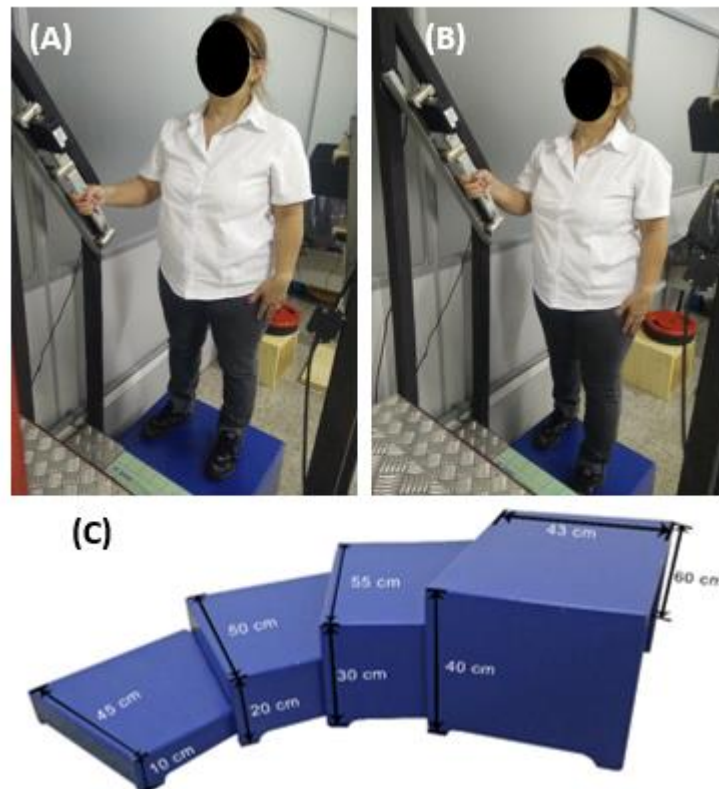


Figura2. (A) posicionamento de preensão manual, (B) posicionamento de tração de braço e (C) tablados de madeira para correção da altura.

3.3.3 Medidas da ativação muscular dos membros inferiores

A ativação de membros inferiores foi avaliada utilizando-se uma cadeira extensora e flexora fixada entre dois cabos metálicos e com suas extremidades presas no tornozelo do indivíduo e em uma barra de ferro a sua frente. Foi utilizado o

eletromiógrafo (EMG Delsys Bagnoli 8), com eletrodos fixados nos músculos quadríceps (reto femoral) para a extensão do joelho e o isquiotibial (bíceps femoral) para a flexão do joelho. O posicionamento dos eletrodos seguiu às normas recomendadas pelo SENIAM⁵⁵ (Figuras 3A e 3B), correspondendo ao melhor ponto de captação para cada músculo.

Antes da colocação dos eletrodos nos músculos foi realizada a tricotomia com lâmina descartável, seguida de limpeza com álcool e algodão seco. Os avaliados foram acomodados na cadeira extensora e flexora, na posição sentada, com a estabilização do tronco e braços cruzados ao peito. A ativação máxima foi avaliada na perna dominante, que foi estabilizada pelos cabos metálicos no ângulo do joelho a 120°, tanto para a flexão quanto para a extensão do joelho (Figuras 3C e 3D). Os testes foram realizados por três CVM por pelo menos cinco segundos, com intervalos de recuperação de um minuto entre as mesmas. Em cada teste foi realizado estímulo verbal e o melhor resultado das três repetições foi considerado para o resultado⁵⁶.

A atividade elétrica máxima durante CVM foi analisada por rotinas no software Matlab, expressa pela amplitude do sinal em Root Mean Square (EMG-RMS_{peak})⁵⁷ e a frequência de amostragem foi de 2000 Hz, com filtros de 25-450 Hz, sendo estabelecido um ganho de 1000 vezes.

A**B**



Figura 3. A posicionamento do eletrodo no músculo reto femoral, B posicionamento do eletrodo no músculo bíceps femoral, C posicionamento da flexão e D posicionamento da extensão.

3.3.4 Tarefa experimental

A tarefa experimental consistiu em subir os três degraus, utilizando os corrimãos do protótipo do acesso de entrada de um ônibus coletivo especialmente construído para o estudo. As medidas da altura, largura e profundidade dos degraus e corrimãos são idênticas as do modelo de ônibus mais utilizado no município de Londrina - PR, local em que a pesquisa foi desenvolvida. O primeiro degrau possui 40 cm de altura do solo e o segundo e terceiro com 30 cm cada. Há dois corrimãos fixados dos lados direito e esquerdo dos degraus, com altura de 116 cm em relação ao primeiro degrau. No protótipo os dinamômetros/barra foram fixados nos lugares dos corrimãos.

A tarefa experimental foi realizada em duas condições: 1) com o primeiro degrau na altura original de 40 cm (TE40) (Figura 4A) e 2) com o primeiro degrau ajustado para 10cm de altura (TE10), que minimiza a barreira inicial de acesso ao ônibus. A correção foi feita com a utilização de um tablado de madeira de 30 cm de altura, colocado no solo à frente do primeiro degrau do protótipo (Figura 4B). Os participantes executaram as duas tarefas experimentais da mesma forma: iniciando em posição estática de pé, com apoio bipodal, em frente ao protótipo, com os braços

ao longo do corpo (Figura 4C). 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 e com mesma fixação dos eletrodos da eletromiografia (Figura 4D).

Para as análises foram consideradas somente a ativação utilizada no primeiro degrau, por representar a principal barreira. Cada tarefa experimental foi executada duas vezes, sempre em velocidade de deslocamento normal, utilizada em situação real no transporte coletivo, com intervalo de três minutos entre cada repetição e cinco minutos entre cada tarefa. As medidas de força de membros superiores foram mensuradas com os mesmos grupos musculares avaliados na CVM preensão manual e tração de braço pelos dinamômetros/barra e ativação dos músculos reto femoral e bíceps femoral, avaliados pelo eletromiógrafo.

As análises dos dados se deram no momento do comando inicial do avaliador e se encerraram quando o paciente terminava de subir completamente o primeiro degrau. O indivíduo era orientado a usar a perna de preferência (a mesma utilizada na CVM) e segurar com as duas mãos no corrimão no momento da subida, atendendo as recomendações de segurança. Os disparos dos equipamentos foram sincronizados com o comando do avaliador e do operador de cada computador (barras no computador 1 e eletromiógrafo no computador 2).

A contribuição dos membros superiores foi calculada considerando a força máxima de preensão e tração, menos o valor da força na execução da tarefa com tablado e sem tablado, multiplicado por 100 para conversão em porcentagem. Da mesma forma foi feito para determinar os valores eletromiográficos do membro inferior.

A**B****C****D**

Figura 4. A início da tarefa sem tablado, B início da tarefa com tablado, C subida no

primeiro degrau sem tablado e D subida no primeiro degrau com tablado.

3.3.4 Análise Estatística

Etapa 1 (Artigo 1)

Os dados foram apresentados em média e desvio padrão e o teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para verificar a normalidade dos dados. O teste t verificou a diferença entre os dois grupos, e o g de Hedges definiu o tamanho do efeito. Foi utilizado o coeficiente de correlação intraclass ICC para a avaliação da reprodutibilidade das medidas interdias (teste/reteste), o erro padrão da medida por meio da equação: $SEM = sd \times \sqrt{1 - r}$, em que sd representa o desvio padrão da medida, e r o valor de ICC para medida. A análise estatística foi realizada no software SPSS versão 21.0 for Windows e o nível de significância adotado foi de 5%.

Etapa 2 (Artigo 2)

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*. As correlações entre as contribuições da força muscular nas TE com a idade, massa e estatura corporal e IMC foram realizadas pelo coeficiente de correlação de *Sperman*. O índice de significância adotado em todas as análises foi de 5%. O *software* estatístico utilizado foi o SPSS versão 21.0 (Somers, NY, USA).

4. ARTIGO 1

REPRODUTIBILIDADE DE DINAMÔMETROS EM FORMATO DE CORRIMÃO QUE AVALIAM A FORÇA DE PREENSÃO MANUAL E TRAÇÃO DE BRAÇO EM TAREFAS DE SUBIR ESCADAS EM IDOSOS E JOVENS.

Resumo

Introdução: A tarefa de subir degraus e rampas pode ser uma barreira para muitas pessoas como idosos, gestantes e pessoas em geral com mobilidade reduzida. Nesse sentido é importante avaliar o grau de dificuldade funcional ou física para a execução de tal tarefa. Instrumentos para medidas objetivas dessas variáveis são escassos. **Objetivo:** verificar a reprodutibilidade de dois dinamômetros/barra em formato de corrimão para avaliar a força de preensão manual e tração de braço de idosos e jovens. **Materiais e métodos:** Foram recrutados 24 indivíduos, alocados em dois grupos: 12 idosos e 12 jovens. O esforço funcional correspondeu em aplicar a força de preensão manual e tração de braço por meio de dois dinamômetros de compressão e tração desenvolvidos especialmente para o estudo. Uma semana depois, os indivíduos retornaram ao laboratório e repetiram os mesmos procedimentos experimentais. **Resultados:** Os jovens obtiveram melhor desempenho na força muscular em todas as variáveis ($p < 0,048^*$). Os resultados indicaram erros baixos de medida e a reprodutibilidade das medidas foi excelente, tanto para os idosos quanto para os jovens, com índices de correlação intraclassa acima dos 0,95 para todas as variáveis. **Conclusão:** Os dinamômetros/barra foram capazes de discriminar os dois grupos populacionais do estudo e os equipamentos apresentaram excelentes índices de reprodutibilidade na força de preensão palmar e tração de braço tanto nos jovens quanto nos idosos.

Palavras-chave: Dinamômetro, confiabilidade, validade e força muscular.

Introdução

A tarefa de subir degraus e rampas está presente em muitas tarefas do cotidiano, o que faz com que as pessoas as executem constantemente¹. Apesar das escadas e rampas serem importantes para o acesso a ambientes, elas podem ser uma barreira para muitas pessoas, como idosos, gestantes e pessoas em geral com mobilidade reduzida². As barreiras arquitetônicas dificultam a mobilidade das pessoas e podem trazer sofrimento psicológico, dependência e isolamento social^{3,4,5}. Com base nesse contexto, é importante avaliar o grau de dificuldade que as pessoas, sobretudo, as mais vulneráveis fisicamente, possam ter no momento de subir ou descer escadas e rampas, para que sirva de subsídios para mudanças, se necessário, tanto na arquitetura dos ambientes, quanto no nível de aptidão física dessas pessoas⁶.

Desta forma, identificamos a necessidade de equipamentos que possam mensurar a força de membros superiores no ato da execução de tarefas como subir degraus ou rampas^{7,8}. Para atender essa necessidade foram construídos, pela empresa EMG System do Brasil, dois dinamômetros/barra em formato de corrimão, para serem fixados nos lados direito e esquerdo de escadas ou rampas, com células de carga que mensuram a força de preensão manual e tração de braço no ato da execução de uma tarefa de subir ou descer degraus.

O desenvolvimento de pesquisas nesse contexto exige que os equipamentos utilizados para as mensurações sejam válidos e confiáveis. Há vários dinamômetros específicos para avaliar a força de membros superiores, mais especificamente a força de preensão palmar, com protocolos bem estabelecidos e amplamente utilizados em pesquisas científicas^{9,10,11,12}; mas grande parte deles avaliam a força isoladamente não vinculada diretamente a uma tarefa do cotidiano, diferentemente da proposta dos equipamentos aqui apresentados. Há de se destacar, que devido à alta variabilidade de movimentos nas tarefas funcionais, nem sempre os equipamentos disponíveis conseguem avaliar objetivamente uma variável de interesse na realização dessas tarefas, como por exemplo a força muscular, exigindo assim a construção de equipamentos específicos para essa finalidade e/ou que possam tornar essas avaliações menos complexas.

Nesse sentido, este estudo tem como objetivo verificar a reprodutibilidade de dois dinamômetros/barra em formato de corrimão, para avaliar a força de preensão manual e tração de braço em indivíduos idosos e jovens.

Materiais e Métodos

Delineamento do Estudo

Este é um estudo que avaliou a reprodutibilidade de dois dinamômetros/barra em formato de corrimão para avaliar a preensão manual e tração de braço para serem utilizados como apoio de membros superiores na tarefa de subir degraus. As avaliações foram realizadas em dois momentos com um intervalo de sete dias, no Os dados foram coletados no laboratório LAFUP (Laboratório de Avaliação e Performance Humana) da Universidade Norte do Paraná. Toas as avaliações foram realizadas pelo autor desse estudo e dois auxiliares, estudantes de fisioterapia, devidamente treinados para a aplicação dos procedimentos do estudo.

Participantes

Fizeram parte do estudo 24 participantes, recrutados por conveniência, de ambos os sexos, alocados em dois grupos: 12 idosos acima de 60 anos (6 homens e 6 mulheres) e 12 jovens com idades entre 18 a 30 anos (6 homens e 6 mulheres). O poder amostral foi calculado por meio do software R (versão 3.2.1), considerando 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 foi de 84%¹³,

Os critérios de elegibilidade foram: ser fisicamente independentes e possuir estado mental normal. Esta avaliação foi realizada somente nos indivíduos idosos pelo Mini Exame do Estado Mental (MEEM)¹⁴, considerando a escolaridade (13 pontos para analfabetos, 18 para idosos com 1 a 8 anos de estudo e 24 para 9 anos ou mais de estudo)¹⁵. Os critérios de exclusão foram: não possuir lesões, dores, ou doenças osteomusculares, cardiovasculares e neurológicas incapacitantes que pudessem impedir ou prejudicar a realização das avaliações. Todos os indivíduos incluídos no estudo assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, conforme a resolução 466/12 e 510/16 do Conselho Nacional de Saúde e o estudo

foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Norte do Paraná sob parecer 880.865/14.

Instrumento

As contrações voluntárias máximas (CVM) de preensão manual e tração de braço foram avaliadas por 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, similarmente 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 (Figura 1). 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.

FIGURA 1

Procedimentos

Para a caracterização antropométrica, inicialmente os participantes tiveram a sua massa corporal mensurada em uma balança de plataforma digital da marca Filizola, modelo ID 110, com precisão de 0,1 kg e na sequência a estatura por um estadiômetro com precisão de 0,1 cm, de acordo com os procedimentos descritos por Gordon et al. (1988)¹⁶. O índice de massa corpórea (IMC) foi determinado pelo quociente massa corporal (kg) / estatura² (m).

Na avaliação da preensão manual, os indivíduos realizaram os testes posicionados em pé, em frente ao suporte metálico com os dinamômetros/barra, com afastamento lateral das pernas (largura dos ombros), com a mão realizando a pega e no centro da barra, ombro aduzido e cotovelo flexionado a 90°. Foram utilizados tablados de madeira para corrigir a altura do participante em relação à fixação da barra e ao posicionamento correto do teste (Figura 2A). Para avaliar CVM, o indivíduo realizou três contrações seguidas isométricas voluntárias máximas em cada membro (esquerdo e direito), que foram sustentadas por cinco segundos, com intervalos de recuperação de um minuto entre as mesmas. Foi considerado como força máxima o pico da força atingido durante a CVM de cinco segundos. O melhor resultado das três repetições foi utilizado para as análises

Na avaliação da tração do braço, os indivíduos realizaram os testes posicionados em pé, em frente ao suporte metálico com os dinamômetros/barra, com afastamento anteroposterior das pernas, com a perna oposta à frente em relação ao braço que iria executar a tração. O pega e da mão foi realizado no centro da barra, com os polegares voltados para cima, ombros aduzidos alinhados à altura da mão posicionada na barra e cotovelos flexionados a 90° apontados para baixo. Foram utilizados tablados de madeira para corrigir a altura do participante em relação à fixação da barra e ao posicionamento correto do teste (Figura 2B). Para avaliar a CVM na tarefa de tração, o indivíduo realizou três contrações seguidas isométricas voluntárias máximas em cada membro (esquerdo e direito), que foram sustentadas por cinco segundos, com intervalos de recuperação de um minuto entre as mesmas. Foi considerado como força máxima o pico da força atingido durante a CVM de cinco segundos. O melhor resultado das três repetições foi usado para as análises.

FIGURA 2

Coletas de Dados

Os dados foram coletados em duas fases: na primeira o participante foi orientado sobre o estudo e, em caso de aceite, assinou o termo de consentimento livre e esclarecido. No caso dos idosos, foram submetidos à avaliação do estado mental (MEEM). Na sequência, os participantes foram submetidos às avaliações antropométricas e aos testes do dinamômetro/barra. Após familiarização para conhecer os equipamentos, os participantes realizaram três CVM para cada membro no dinamômetro/barra (preensão e tração). Para evitar o efeito aprendido e o cansaço muscular nas mesmas tarefas, as execuções dos testes foram aleatorizadas com sua ordem determinada por sorteio. Após sete dias, na segunda fase do estudo, o participante retornou ao laboratório para o reteste e repetiu o mesmo protocolo das avaliações da preensão manual e tração de braço no dinamômetro/barra nas mesmas condições ambientais.

Análise Estatística

Os dados foram apresentados em média e desvio padrão e o teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para verificar a normalidade dos dados. O teste t verificou a diferença entre os dois grupos, e o g de Hedges definiu o tamanho do efeito. Foi utilizado o coeficiente de correlação intraclassa ICC para a avaliação da reprodutibilidade das medidas interdias (teste/reteste), o erro padrão da medida por meio da equação: $SEM = sd \times \sqrt{1 - r}$, em que sd representa o desvio padrão da medida, e r o valor de ICC para medida. A análise estatística foi realizada no software SPSS versão 21.0 for Windows e o nível de significância adotado foi de 5%.

Resultados

A tabela 1 apresenta a caracterização dos participantes idosos e jovens. Já na tabela 2, são apresentados os resultados em quilogramas-força, demonstrando a diferença estatística entre os dois grupos. Os jovens obtiveram força de preensão manual e tração de braço superior aos idosos, com o tamanho do efeito variando entre médio e grande.

TABELA 2

Na tabela 3, são apresentados os erros da medida (SEM), referentes à preensão manual e tração de braço obtidos no dinamômetro/barra, assim como os valores da reprodutibilidade entre as medidas realizadas em um intervalo de uma semana (teste/reteste). Os valores do SEM calculados com base no ICC obtiveram valores baixos e a reprodutibilidade das medidas foi satisfatória, tanto para os idosos quanto para os jovens, com índices de correlação intraclassa na casa dos 0,95 para todas as variáveis.

TABELA 3

Discussão

O presente estudo teve como finalidade verificar a capacidade de dois dinamômetros/barra em discriminar as populações de jovens e idosos, nas tarefas de preensão manual e tração de braço e a confiabilidade do instrumento nas medidas interdias.

Como esperado, o equipamento foi capaz de diferenciar os dois grupos. Os jovens obtiveram um desempenho melhor que os idosos em todas as condições testadas, como fica demonstrado na tabela 2, essa diferença significativa foi acompanhada pelo tamanho do efeito de médio para grande^{17,18}. Esse achado pode ser justificado devido a diminuição da produção de força muscular nas pessoas conforme ficam mais velhas. O processo de envelhecimento está diretamente relacionado à diminuição da força muscular, devido à redução da massa magra e mudanças na arquitetura muscular com uma redução no comprimento do fascículo, no ângulo de penalização e na rigidez do tendão¹⁹. Essa redução de força atinge 15% entre os 50 e 70 anos, sendo potencializada acima de 80 anos quando o idoso perde 50% da secção transversa do músculo^{20,21}.

As atividades do dia a dia necessitam da utilização das mãos e braços para a execução de tarefas, sendo elas capazes de gerar força de preensão palmar para a empunhadura de utensílios, auxílio para subir uma escada, rampa ou empurrar um carrinho de compra²². Nesse sentido, a avaliação dos membros superiores, sobretudo, nos movimentos de preensão e tração são importantes para contribuir com uma avaliação mais global da capacidade funcional de idosos, por estarem em um período de declínio das suas capacidades físicas e motoras²³.

Normalmente a força de preensão palmar é avaliada nas contrações isométricas e dentre os métodos mais utilizados, destaca-se o Jamar®, um dinamômetro de preensão manual analógico considerado como padrão ouro para a avaliação dessa variável. Apesar da sua aplicabilidade, se limita apenas à demonstração do pico da força, diferente de outros equipamentos que usam extensômetro como o Qubit (Qubit Systems Inc., Kingston, Canada) e células de cargas que conseguem captar a força muscular em relação à curva de tempo^{22,24,25}.

A tração de braços também pode ser identificada como movimento de extensão de ombro²⁶. A avaliação da força desse seguimento corporal se torna mais desafiadora devido ao grau de amplitude e quantidade de músculos envolvidos. Dinamômetros como o Microfet 2 (HogganSaúde, Ind, West Jordan, UT) é amplamente usado nesse tipo de avaliação, a sua desvantagem é que o avaliador posiciona o ponto fixo para resistência muscular^{27,28,29}, o que pode limitar uma avaliação mais global do membro a ser avaliado. Outra forma de avaliação são os dinamômetros Isocinéticos como o Biodex (BiodexCorp., Shirley, N. Y.), equipamentos mais complexos que têm a capacidade de isolar totalmente a articulação, porém seus sistemas têm um alto custo que limita o seu uso^{30,31,32}.

Vale ressaltar que os dinamômetros/barra desenvolvidos pela EMG System™ Brasil, foram desenvolvidos para avaliar as variáveis de preensão palmar e tração de braço em situações de tarefas do cotidiano, especificamente ao subir degraus e não têm a intenção de realizarem uma avaliação complexa, mas sim que forneça um suporte de avaliação da força muscular no contexto funcional no momento de subir uma escada ou rampa.

Os dinamômetros/barra mostraram ser um equipamento confiável em suas medidas interdias, na tabela 3 os valores do ICC estão todos acima de 0,95 para todos os grupos e condições avaliadas. Segundo a interpretação estatística de Cohen, os valores acima de 0,75 têm uma excelente confiabilidade, ou seja, não há

uma grande variabilidade entre os dias de coletas, o que vem a ser confirmado pelo baixo erro da medida (SEM) mostrando uma variação pequena durante as avaliações interdias. Essa medida pode ser influenciada pelo tamanho da amostra, hora da avaliação e posicionamento dos paciente, no presente caso os resultados foram satisfatórios^{13,33,34}. Em seu estudo, Güçlüöver³⁵ teve como proposta a verificação da confiabilidade de um dinamômetro baseado em células de cargas, obtendo valores de confiabilidade semelhantes ao do presente estudo, com ICC acima de 0,97 em medidas de teste-reteste, isso demonstra que células de cargas aplicadas em novos dispositivos têm uma excelente reprodutibilidade.

Embora esse estudo apresente a limitação de não ter testado a validade concorrente dos dinamômetros/barra com outros instrumentos equivalentes considerados padrão ouro, ele identificou que os equipamentos construídos para esse estudo são reprodutíveis e são capazes de discriminar a força nas variáveis testadas de jovens e idosos.

Como perspectiva futura, esses equipamentos poderão auxiliar na avaliação da quantidade de força empregada pelos membros superiores na tarefa funcional de subir degraus ou rampas de idosos, jovens e da população em geral, ao serem acoplados em escadas ou rampas.

Conclusão

Os dinamômetros/barra demonstraram ser um equipamento capaz de diferenciara força de duas populações diversas: jovens e idosos, em que os jovens obtiveram melhores resultados quanto à força muscular de preensão manual e torção de braço. A reprodutibilidade dos dinamômetros/barra apresentou-se como um equipamento confiável, com ICC acima de 0,95 nas medidas interdias, com baixo erro de medida e valor inferior a 1,76 kgf.

Referências

1. Katsura T, Fujimoto M, Shizawa M, Hoshino A, Usui K. A retrospective cohort study on the risk assessment of newly certificated long-term care need of elderly individuals in a community : Basic checklist and specific health checkup. 2017;12(2):68-84.
2. Silva, J. S. R., Vieira, É. D. S., Medeiros, S. M., de Almeida Carneiro, J., Fagundes, G. C., Barbosa, A. T. F., & Caldeira AP. DIFICULDADE DE UTILIZAÇÃO DE SERVIÇOS DE SAÚDE ENTRE IDOSOS NÃO INSTITUCIONALIZADOS. *Unimontes Científica*. 2017;18(2)(2236-5257):12-23.
3. Siqueira FCV, Facchini LA, Silveira DS Da, Piccini RX, Thumé E, Tomasi E. Barreiras arquitetônicas a idosos e portadores de deficiência física: um estudo epidemiológico da estrutura física das unidades básicas de saúde em sete estados do Brasil. *Cien Saude Colet*. 2009;14(1):39-44. doi:10.1590/S1413-81232009000100009
4. Ribeiro R de CL, Silva AIO e, Modena CM, Fonseca M do C. Capacidade Funcional e Qualidade de Vida de Idosos. *Estud Interdiscip sobre o Envelhec*. 2002;4:85-96. doi:10.1590/S0104-07072012000100013
5. Alves LC, Leite IDC, Machado CJ. Fatores associados à incapacidade funcional dos idosos no Brasil: análise multinível. *Rev Saude Publica*. 2010;44(3):468-478. doi:10.1590/S0034-89102010005000009
6. Brandão D, Ribeiro Ó, Paúl C. Functional, sensorial, mobility and communication difficulties in the Portuguese oldest old (80+). *Acta Med Port*. 2017;30(6):463-471. doi:10.20344/amp.8060
7. Da-silva M V, Gobbi LT. Percepção de dificuldade e comportamento locomotor de idosos ao descer degraus de ônibus. 2005;1:96-105.
8. 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
9. Mendes J, Amaral TF, Borges N, et al. Handgrip strength values of Portuguese older adults: A population based study. *BMC Geriatr*. 2017;17(1):1-12. doi:10.1186/s12877-017-0590-5

10. Myers E, Triscari R. Comparison of the strength endurance parameters for the Baltimore Therapeutic Equipment (BTE) Simulator II and the Jamar Handgrip Dynamometer. *Work*. 2017;57(1):95-103. doi:10.3233/WOR-172542
11. Johansson FR, Skillgate E, Lapauw ML, et al. Measuring eccentric strength of the shoulder external rotators using a handheld dynamometer: Reliability and validity. *J Athl Train*. 2015;50(7):719-725. doi:10.4085/1062-6050-49.3.72
12. Van Harlinger W, Blalock L, Merritt JL. Upper Limb Strength: Study Providing Normative Data for a Clinical Handheld Dynamometer. *PM R*. 2015;7(2):135-140. doi:10.1016/j.pmrj.2014.09.007
13. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences (2nd Ed.)*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum.; 1988.
14. Brasil. *Ministério Da Saúde. Envelhecimento E Saúde Da Pessoa Idosa*. Brasília: Ministério Da Saúde; 2007.; 2007.
15. Bertolucci PH, Brucki SM, Campacci SR, Juliano Y. O Mini-Exame do Estado Mental em uma população geral. Impacto da escolaridade. *Arq Neuropsiquiatr*. 1994;52(1):1-7. doi:10.1590/S0004-282X1994000100001
16. Gordon CC, Chumlea, WC, Roche A. *Stature, Recumbent Length, and Weight*. In: Lohman TG, Roche AF, Martorell R. (Eds.). *Anthropometric Standardization Reference Manual Champaign: Human Kinetics*.; 1998.
17. Lakens D. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: A practical primer for t-tests and ANOVAs. *Front Psychol*. 2013;4(NOV):1-12. doi:10.3389/fpsyg.2013.00863
18. Gameiro MGH, Loureiro LM de J. Interpretação crítica dos resultados estatísticos : para lá da significância estatística. *Rev Enferm Ref*. 2011;3:151-162. <http://www.redalyc.org/html/3882/388239962009/>.
19. Clark BC, Manini TM. Sarcopenia 6¼ Dynapenia. *Med Sci*. 2008;63(8):829-834.
20. Carvalho J, Soares JM. Envelhecimento e força muscular - breve revisão. *Rev Port Ciências do Desporto*. 2004;4:79-93.
21. Lexell J, Taylor CC, Sjöström M. What is the cause of the ageing atrophy?. Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *J Neurol Sci*. 1988;84(2-3):275-294. doi:10.1016/0022-510X(88)90132-3
22. Dias JA, Ovando AC, Kulkamp W, Junior NGB. Hand grip strength: evaluation methods and factors influencing this measure. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum*. 2010;12(3):209-216. doi:10.5935/abc.20160042

23. Lenardt MH, Grden CRB, de Sousa JAV, Reche PM, Betiulli 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. Shiratori AP, Iop R da R, Júnior NGB, Domenech SC, Gevaerd M da S. Evaluation protocols of hand grip strength in individuals with rheumatoid arthritis: A systematic review. *Rev Bras Reumatol.* 2014;54(2):140-147. doi:10.1016/j.rbre.2014.03.009
25. Trampisch US, Franke J, Jedamzik N, Hinrichs T, Platen P. Optimal jamar dynamometer handle position to assess maximal isometric hand grip strength in epidemiological studies. *J Hand Surg Am.* 2012;37(11):2368-2373. doi:10.1016/j.jhsa.2012.08.014
26. Kendall F KH. *Músculos Provas E Funções.* 4a ed. (Manole, ed.). São Paulo; 1995.
27. San Juan J, Kosek P, Karduna A. Humeral head translation after a suprascapular nerve block. *J Appl* 2013;29:371-379. doi:10.1123/jab.29.4.371
28. Celik D, Dirican A, Baltaci G. Intrarater Reliability of Assessing Strength of the Shoulder and Scapular Muscles. *J Sport Rehabil.* 2017:1-5. doi:10.1123/jsr.2012-0007
29. Clausen MB, Witten A, Holm K, et al. Glenohumeral and scapulothoracic strength impairments exist in patients with subacromial impingement, but these are not reflected in the shoulder pain and disability index. *BMC Musculoskelet Disord.* 2017;18(1):1-10. doi:10.1186/s12891-017-1667-1
30. Leggin BG, Neuman RM, Iannotti JP, Williams GR, Thompson EC. Intrarater and interrater reliability of three isometric dynamometers in assessing shoulder strength. *J Shoulder Elbow Surg.* 1997;5:18-24. doi:10.1016/S1058-2746(96)80026-7
31. Eagle SR, Connaboy C, Nindl BC, Allison KF. Significantly Increased Odds of Reporting Previous Shoulder Injuries in Female Marines Based on Larger Magnitude Shoulder Rotator Bilateral Strength Differences. *Orthop J Sport Med.* 2018;6(2):232596711875628. doi:10.1177/2325967118756283
32. Gaudet S, Tremblay J, Dal Maso F. Evolution of muscular fatigue in periscapular and rotator cuff muscles during isokinetic shoulder rotations. *J Sports Sci.* 2018;0(0):1-8. doi:10.1080/02640414.2018.1440513
33. Myles PS, Cui J. I. Using the Bland-Altman method to measure agreement with repeated measures. *Br J Anaesth.* 2007;99(3):309-311. doi:10.1093/bja/aem214
34. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between

two methods of clinical measurement. *Int J Nurs Stud.* 2010;47(8):931-936. doi:10.1016/j.ijnurstu.2009.10.001

35. Güçlüöver A, Kutlu M, Cigerci AE, T Esen H, demirkan E, Erdoğan M. *Determination the Validity of the New Developed Sport Expert Hand Grip Dynamometer Measuring Continuity of Force and Comparison with Current Takei and Baseline Dynamometers.* Vol 55.; 2014.

Tabela 1. Características Antropométricas.

	Idosos	Jovens
	Média (DP)	Média (DP)
Idade (anos)	70,5(5,0)	22,7(2,8)
Peso (kg)	64,2(11,6)	73,38(10,9)
Altura (cm)	1,57(0,7)	1,71(0,6)
IMC (kg/cm ²)	26,1(3,5)	25,1(3,1)

DP: desvio padrão; IMC: índice de massa corpórea

Tabela 2. Diferenças entre os dois grupos e o tamanho do efeito.

Variável	Grupo	Média ± SD	p valor	EffectSize			
				g de Hedges	Interpretação	IC95%	
						baixo	alto
Preensão Esquerda Teste (kgf)	Jovens	33,01 (8,99)	0,049*	0,72	Efeito Médio	-0,11	1,5
	Idosos	26,93 (7,86)					
Preensão Esquerda Reteste (kgf)	Jovens	34,12 (9,06)	0,048*	0,69	Efeito Médio	-0,14	1,47
	Idosos	28,49 (7,13)					
Preensão Direita Teste (kgf)	Jovens	35,01 (9,82)	0,049*	0,60	Efeito Médio	-0,22	1,38
	Idosos	29,52 (8,42)					
Preensão Direita Reteste (kgf)	Jovens	35,85 (10,17)	0,035*	0,7	Efeito Médio	-0,11	1,5
	Idosos	29,22 (8,04)					
Tração Esquerda Teste (kgf)	Jovens	18,35 (6,20)	0,046*	0,87	Efeito Grande	0,2	1,69
	Idosos	13,90 (3,09)					
Tração Esquerda Reteste (kgf)	Jovens	18,63 (6,00)	0,036*	0,81	Efeito Grande	-0,33	1,62
	Idosos	14,54 (3,28)					
Tração Direita Teste (kgf)	Jovens	18,93 (5,80)	0,036*	0,86	Efeito Grande	0,04	1,68
	Idosos	14,80 (2,97)					
Tração Direita Reteste (kgf)	Jovens	18,65 (5,92)	0,049*	0,62	Efeito Médio	-0,18	1,43
	Idosos	15,62 (2,89)					

(SD): Valores médios com desvio padrão; p valor: significância das correlações*; g de Hedges: estimativas de tamanho de efeito; IC 95%: os intervalos de confiança de 95%.

Tabela 3. Resultado da reprodutibilidade confiabilidade teste-reteste e valores do erro de medida.

	Teste	Reteste	Varição medidas interdias	
	SEM	SEM	ICC	IC 95%
Idosos				
Preensão Esquerda	1,57	1,43	0,98	0,94-0,99
Preensão Direita	1,68	1,39	0,99	0,97-0,98
Tração Esquerda	0,53	0,57	0,97	0,84-0,99
Tração Direita	0,51	0,50	0,95	0,70-0,99
Jovens				
Preensão Esquerda	1,56	1,57	0,98	0,73-0,99
Preensão Direita	1,70	1,76	0,97	0,92-0,99
Tração Esquerda	0,62	0,60	0,99	0,98-0,99
Tração Direita	0,58	0,59	0,99	0,97-0,99

SEM: erro padrão da medida (erro absoluto); ICC: índice de correlação intraclasse; IC95%; coeficiente de correlação intraclasse relativo à média.



Figura 1. Protótipo do ônibus com os dinamômetros/barra em formato de corrimão.

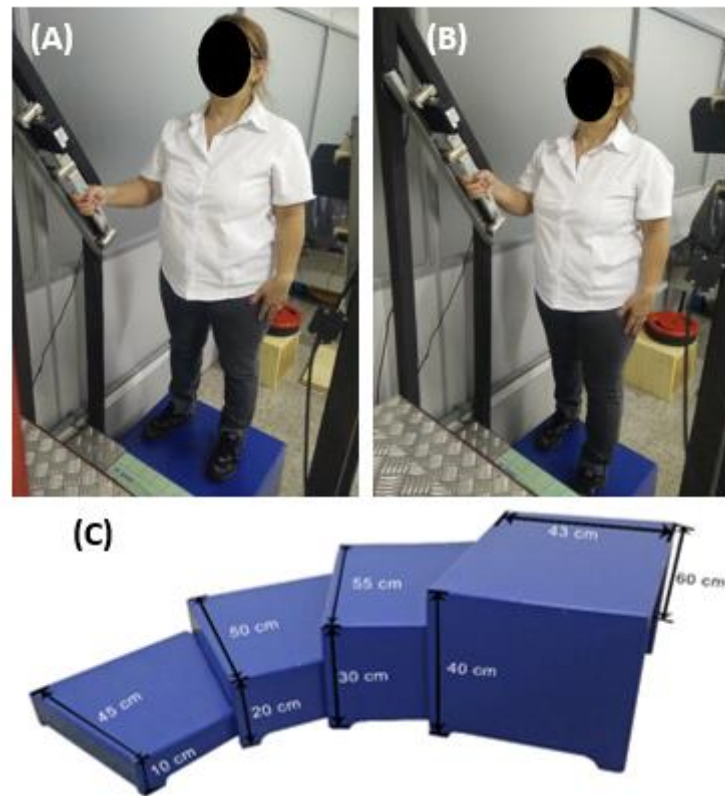


Figura 2. (A) posicionamento de apreensão manual, (B) posicionamento de tração de braço e (C) tabladros de madeira para correção da altura.

5. ARTIGO 2

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

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 (homens idosos, mulheres idosas, homens jovens e mulheres jovens) 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), respectivamente por dois dinamômetros/barra e por um eletromiógrafo. Na sequência 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 é uma das atividades mais afetadas nesse processo^{4,3} e particularmente a sobre degraus, é uma das tarefas consideradas mais difíceis pelos idosos⁴. A ocorrência de acidentes em escadas aumenta com a idade e, em diversos casos, resulta em hospitalizações e múltiplas lesões^{5,6}.

Um importante aspecto a ser considerado nesse contexto é que as dificuldades encontradas pelos idosos na realização de algumas tarefas cotidianas não estão associadas somente aos declínios físicos causados pelo envelhecimento e estilo de vida, mas também às barreiras arquitetônicas presentes nas cidades. 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 reduzida⁷. 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)⁸, 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 cumprida⁹.

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 população¹⁰ 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.

Vale ressaltar que apesar da tarefa de subir degraus estar presente também em diversas situações do cotidiano, poucas informações sobre esse assunto estão disponíveis na literatura até o momento. Conforme levantamento realizado, os poucos estudos encontrados nessa direção se limitaram a investigar análises comportamentais do movimento e angulação de quadril joelho e tronozelo^{11,12,13} e nível de satisfação dos idosos com o serviço de transporte¹⁴. 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.

Com base nas considerações apresentadas, esta pesquisa foi fundamentada nas hipóteses 1) de que idosos necessitam de maior contribuição de força muscular do que os jovens para subirem o degrau de um ônibus coletivo, 2) de que se a altura desse degrau for reduzida a contribuição será menor e 3) que as variáveis idade, peso, estatura corporal e IMC exercem influência nessa tarefa. 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 e verificar se essa contribuição possui relação com o peso e estatura corporal e IMC.

Materiais e Métodos

Delineamento do estudo

Trata-se de uma pesquisa descritiva com delineamento transversal que avaliou a contribuição da força dos membros superiores e inferiores no momento de subir os degraus de um ônibus coletivo, respectivamente por eletromiografia e dinamometria. Os dados foram coletados no LAFUP – Laboratório de Avaliação Funcional e Performance Motora Humana, da Universidade Norte do Paraná. As avaliações foram realizadas pelo autor deste estudo e dois auxiliares, estudantes de fisioterapia, devidamente treinados para os procedimentos de coletas do estudo. A

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

Participantes

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)¹⁵, considerando a escolaridade (13 pontos para analfabetos, 18 para idosos com 1 a 8 anos de estudo e 24 para 9 anos ou mais de estudo)¹⁶. 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%¹⁷. Os participantes após receberem as informações sobre os procedimentos os quais seriam submetidos assinaram o termo de consentimento livre esclarecido concordando participar do estudo.

Instrumentos

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, similarmente 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. Em estudo prévio realizado, apresentado no Artigo 1 desta tese, os equipamentos se mostraram reproduzíveis para as medidas propostas, tanto para idosos como para os jovens.

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})¹⁸ e a frequência de amostragem foi de 2000 Hz, com filtros de 25-450 Hz, sendo estabelecido um ganho de 1000 vezes.

Procedimentos

Os dados foram coletados em um único período do dia e inicialmente os participantes responderam um questionário com informações pessoais e na sequência tiveram o seu peso e estatura corporal mensurados, respectivamente em uma balança de plataforma digital da marca Filizola, modelo ID 110, com precisão de 0,1 kg e estadiômetro com precisão de 0,1cm, de acordo com os procedimentos descritos por Gordon et al. (1988)¹⁹. O índice de massa corpórea (IMC) foi determinado pelo quociente massa corporal (kg) / estatura (m²).

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° (Figura 1A). 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. O pega e da mão foi realizado no centro da barra, com os polegares voltados para cima, ombros aduzidos

alinhados à altura da mão posicionada na barra e cotovelos flexionados a 90° apontados para baixo. Foram utilizados tablados de madeira para corrigir a altura do participante em relação à fixação da barra e ao posicionamento correto de cada avaliação (Figura 1B).

Em ambas as avaliações os participantes executaram três CVM, sustentadas por cinco segundos, em cada membro, com intervalos de recuperação de um minuto entre as mesmas. Foi considerado como força máxima o pico da força atingido durante as CVM. O melhor resultado das três repetições de cada membro para preensão manual e tração de braço foi utilizado para as análises.

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 SENIAM²⁰. 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° (Figuras 1C e 1D). Foram realizadas três CVM seguidas para a flexão e extensão de joelho, sustentadas por cinco segundos, na perna dominante ou de preferência do participante, a qual normalmente ele inicia a tarefa de subir degraus.

FIGURA 1

As condições avaliadas referentes às CVM de membros superiores e inferiores tiveram a sua ordem aleatorizada para evitar o efeito aprendizagem e o viés da ordem de execução e o melhor resultado das três contrações foi usado para as análises. E em todas as avaliações da CVM foram realizadas frases de incentivo padronizadas com objetivo de que os participantes obtivessem o melhor resultado⁵⁶.

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 (Figuras 2A ,2B,2C e2D).

FIGURA 2

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 prensão, 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*. As correlações entre as contribuições da força muscular nas TE com a idade, massa e estatura corporal e IMC foram realizadas pelo coeficiente de correlação de *Sperman*. 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 CVM, de prensão manual, tração de braço, bíceps e reto femoral, assim como os resultados dessas variáveis nas tarefas experimentais de subir o degrau do ônibus nas alturas de 40cm e 10 cm. Os valores absolutos apresentados das CVM serviram de parâmetro para o cálculo da contribuição das variáveis analisadas nas 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. As análises de covariância e correlações indicaram que as variáveis idade, peso corporal, estatura corporal e IMC não exerceram influências nas contribuições de força nas TE40 e TE10 em nenhum dos grupos.

GRÁFICO 1

Discussão

Este trabalho que teve como objetivo verificar a contribuição dos membros superiores e do membro inferior de preferência de idosos fisicamente independentes no momento da subida de degraus que simulam a entrada em um ônibus coletivo, nas alturas original de 40 cm e ajustada para 10 cm, indicou que os idosos necessitam de maior contribuição de força muscular do que os jovens e que no degrau mais baixo, essa contribuição é bem menor. O estudo mostrou ainda que as mulheres idosas necessitam de mais força relativa do que os homens idosos em algumas variáveis.

A comparação entre as idades foi realizada com o propósito de confirmar a hipótese de 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^{21,22}.

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 masculino²³. 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 funcional²⁴. Nesse sentido, Ostchega et al.²⁵ e Lenardt et al.²⁶, 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 a comprovação da hipótese inicial de 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 funcional. Desta forma, as tarefas mais desafiadoras e que requerem maiores esforços, os idosos tendem a realiza-las com maior sobrecarga¹¹. Esses resultados chamam a atenção pelo fato dos 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. Esses resultados indicam que a configuração do primeiro de grau dos ônibus de 40cm é inadequado para os idosos e podem excluir os mais frágeis da utilização desse meio de transporte.

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^{27,28,29,30,31}. 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 envelhecimento³². Essas informações demonstram a importância do corrimão nos acessos aos ônibus coletivos, pois fornecem segurança aos idosos e auxiliam na prevenção de quedas^{33,34}.

As análises de covariância e correlações demonstraram que a idade, o peso, estatura e IMC não influenciaram na contribuição das variáveis estudadas nas tarefas de subir degraus nas duas alturas propostas, contrariando alguns estudos^{35,36} que mostram que idosos obesos apresentar maiores dificuldades em subir escadas em comparação com idosos saudáveis. Apesar dos idosos desse estudo apresentarem IMC dentro do padrão de normalidade para os homens e sobrepeso para as mulheres, essa variável não exerceu influências provavelmente devido a homogeneidade da amostra.

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, o peso, a estatura e o IMC não exerceram influências na realização dessas tarefas para essa população.

Referências

1. Chodzko-Zajko WJ, Proctor DN, Fiatarone Singh MA, et al. Exercise and physical 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. Webber SC, Porter MM, Menec VH. Mobility in older adults: A comprehensive framework. *Gerontologist.* 2010;50(4):443-450. doi:10.1093/geront/gnq013
4. 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
5. 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
6. 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
7. 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
8. Resolução nº 1 de 26 de janeiro de 1993. Conselho Nacional de Metrologia , Normalização e Qualidade Industrial - CONMETRO. :1-19.
9. 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

10. Spirduso W. *Dimensões Físicas Do Envelhecimento*. Barueri: Manole; 2005.
11. Da-silva M V, Gobbi LT. Percepção de dificuldade e comportamento locomotor de idosos ao descer degraus de ônibus. 2005;1:96-105.
12. 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
13. 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
14. 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.
15. Brasil. *Ministério Da Saúde. Envelhecimento E Saúde Da Pessoa Idosa. Brasília: Ministério Da Saúde; 2007.; 2007.*
16. Bertolucci PH, Brucki SM, Campacci SR, Juliano Y. O Mini-Exame do Estado Mental em uma população geral. Impacto da escolaridade. *Arq Neuropsiquiatr*. 1994;52(1):1-7. doi:10.1590/S0004-282X1994000100001
17. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences (2nd Ed.)*. Hillsdale,NJ:Lawrence Erlbaum.; 1988.
18. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25years of research. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(6):1023-1035. doi:10.1016/j.jelekin.2010.07.004
19. Gordon CC, Chumlea, WC, Roche A. *Stature, Recumbent Length, and Weight*. In: Lohman TG, Roche AF, Martorell R. (Eds.). *Anthropometric Standardization Reference Manual Champaign: Human Kinetics.*; 1998.
20. 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
21. 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
22. 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

23. 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/japplphysiol.00124.2002
24. 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
25. 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
26. Lenardt MH, Grden CRB, de Sousa JAV, Reche PM, Betiulli 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
27. 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)
28. 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>.
29. Protopapadaki A, Drechsler WI, Cramp MC, Coutts FJ, Scott OM. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clin Biomech.* 2007;22(2):203-210. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.09.010
30. Lin YC, Fok LA, Schache AG, Pandy MG. Muscle coordination of support, progression and balance during stair ambulation. *J Biomech.* 2015;48(2):340-347. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.11.019
31. Watanabe K, Kouzaki M, Moritani T. Regional neuromuscular regulation within human rectus femoris muscle during gait in young and elderly men. *J Biomech.* 2016;49(1):19-25. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.11.010
32. 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
33. 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

34. Reeves ND, Spanjaard M, Mohagheghi AA, Baltzopoulos V, Maganaris CN. Influence of light handrail use on the biomechanics of stair negotiation in old age. *Gait Posture*. 2008;28(2):327-336. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.01.014
35. Cabrera Marcos A.S. Prevalência de Obesidade em Idosos. *Arq Bras Endocrinol Metab*. 2001;45.
36. Kaphingst KA, Persky S, Lachance C. Obesity and use of compensatory strategies to perform common daily activities in pre-clinically disabled older adults. *Arch Gerontol Geriatr*. 2012;14(4):384-399. doi:10.1080/10810730902873927.Testing

Tabela 1. Características antropométricas e valores absolutos de preensão 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)	PM D - Pre ens ão ma nu al di re ita; PM E -
	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)	

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; 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 Média (DP)	MULHERES Média (DP)	HOMENS Média (DP)	MULHERES 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.

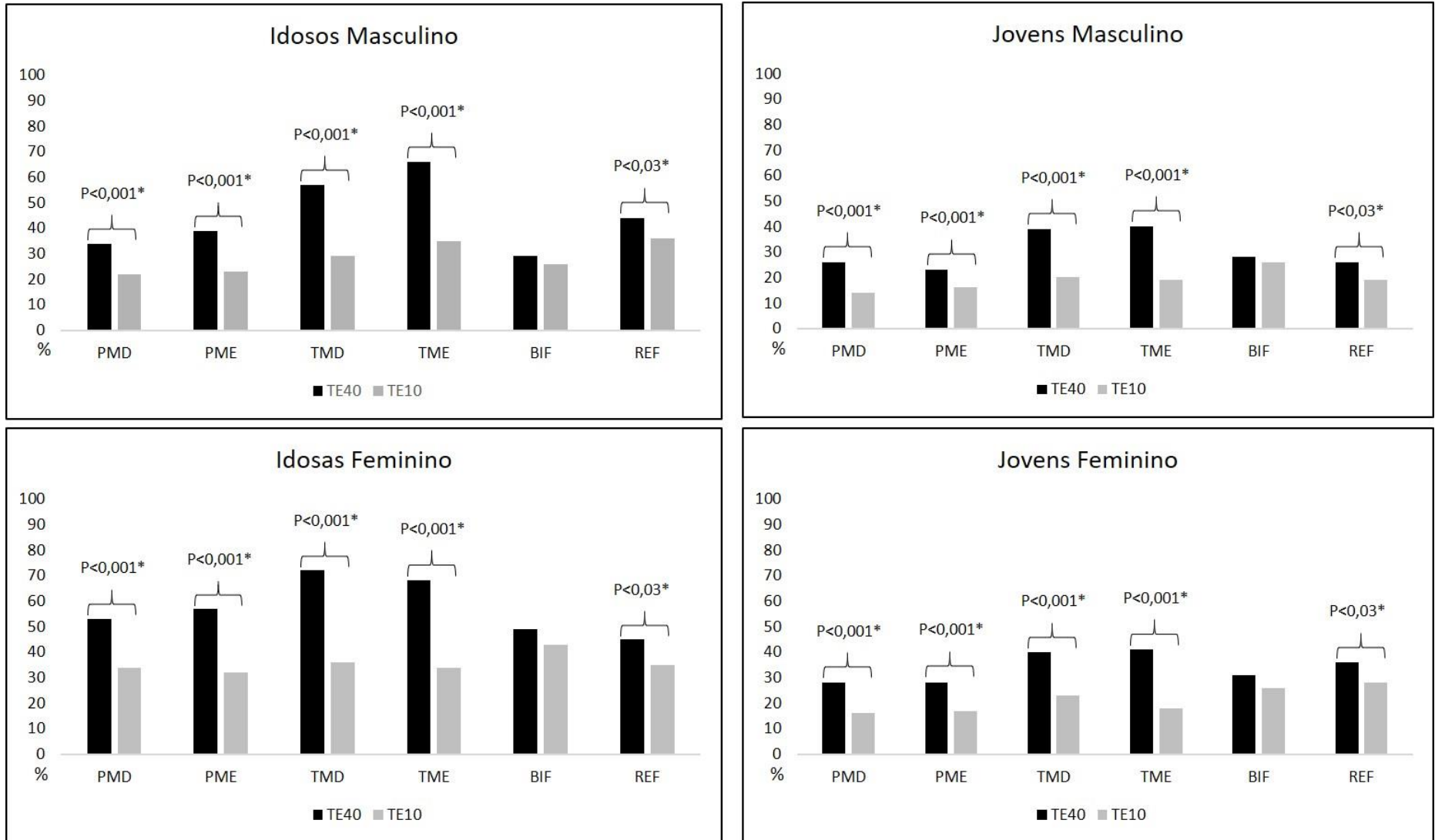


Gráfico 1. Gráficos das diferenças em porcentagem entre os degraus de 40cm e 10cm

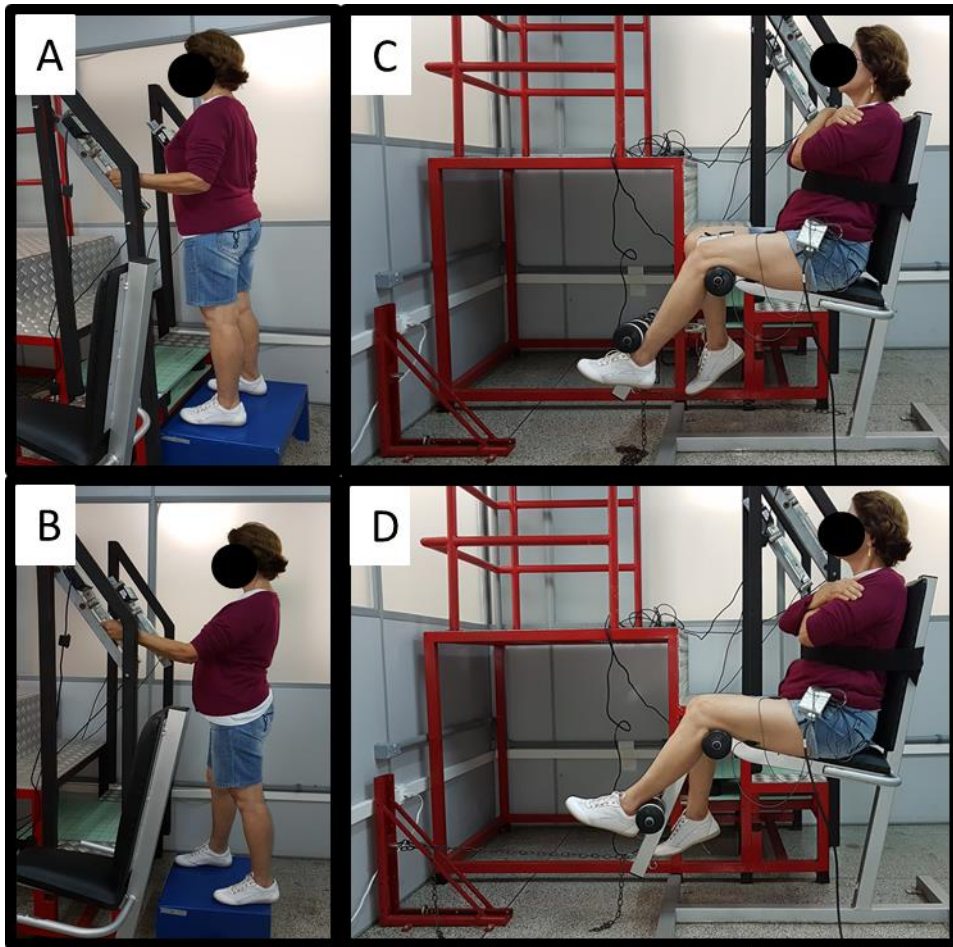


Figura 1. A posicionamento de prensão manual, B posicionamento de tração de braço, C posicionamento da extensão e D posicionamento da flexão.

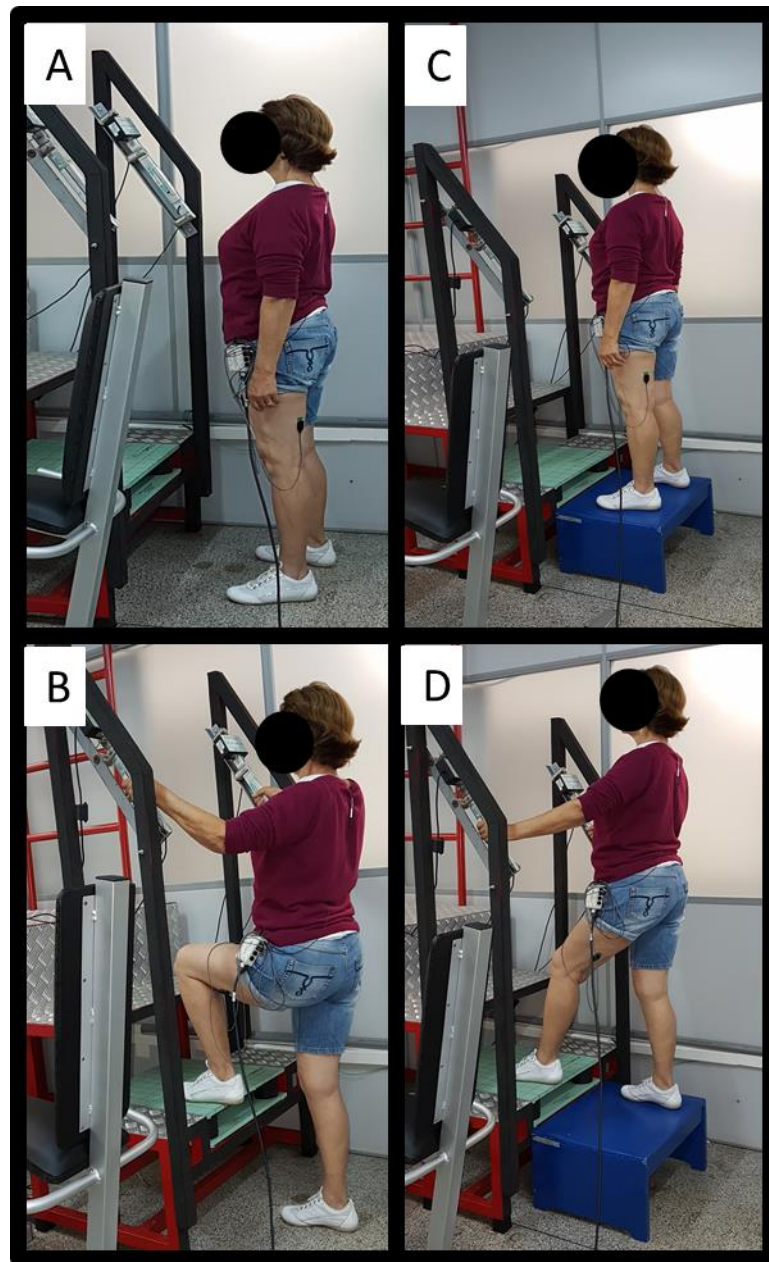


Figura 2. A início da tarefa TE40, B subida no primeiro degrau com 40cm, C início da tarefa TE10 e D subida no primeiro degrau com 10cm.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Esta tese mostrou 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 reduzido 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.

É digno de nota que, apesar do estudo ter mostrado um resultado até certo ponto previsível, ou seja, de que os idosos precisariam de mais força para subir o ônibus do que os jovens e que encontrariam mais facilidades para subir um degrau menor, o quanto de esforço que eles precisariam para realizar essas tarefas ainda não era conhecido. Os resultados demonstraram que a magnitude do esforço necessário é importante e pode dificultar, impossibilitar ou inibir o uso desse tipo de transporte por muitos idosos, sobretudo os mais frágeis.

A realização desse estudo com essa configuração, só foi possível com a construção do protótipo do acesso de um ônibus coletivo e os dinamômetros/barra, que ao se mostrarem reprodutíveis podem ser úteis em novos estudos de acessibilidade, tanto no ônibus coletivo, com outras populações como crianças, gestantes, pacientes com condições crônicas, ou em outros ambientes como escadas em outros ambientes ou rampas.

Estudos no contexto que envolve os transportes públicos são relevantes e devem ser realizados, pois há necessidade que sejam remodelados para se tornarem mais inclusivos, pois esses veículos possuem importante função de integrar diversos espaços urbanos, permitindo que as pessoas acessem seus locais de trabalho e lazer, além de propiciar oportunidades de consumo.

Nesse sentido, a avaliação da quantidade de esforço despendido dos músculos dos membros inferiores e superiores de idosos ao subir o transporte urbano coletivo pode contribuir positivamente para um redimensionamento da forma de acesso a esses veículos, caso necessário, e/ou auxiliar no planejamento de ações de intervenções específicas que envolvam a prática de exercícios físicos para a população idosa com objetivo de mantê-los funcionalmente mais ativos e mais resilientes ao se depararem com tais barreiras.

7. REFERÊNCIAS

1. Visser M, Kritchevsky S, Goodpaster B, et al. Leg Muscle Mass and Composition in Relation to Lower Extremity Performance in Men and Women Aged 70 to 79: The Health, Aging and Body Composition Study. *J Am Geriatr Soc.* 2002;50(5):897-904. doi:jgs50217 [pii]
2. Misic MM, Rosengren KS, Woods JA, Evans EM. Muscle quality, aerobic fitness and fat mass predict lower-extremity physical function in community-dwelling older adults. *Gerontology.* 2007;53(5):260-266. doi:10.1159/000101826
3. Park J, Kwon Y, Park H. Effects of 24-Week Aerobic and Resistance Training on Carotid Artery Intima-Media Thickness and Flow Velocity in Elderly Women with Sarcopenic Obesity. 2017:1-8.
4. Chodzko-Zajko WJ, Proctor DN, Fiatarone Singh MA, et al. Exercise and physical activity for older adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(7):1510-1530. doi:10.1249/MSS.0b013e3181a0c95c
5. Hausdorff JM. Gait dynamics, fractals and falls: Finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Hum Mov Sci.* 2007;26(4):555-589. doi:10.1016/j.humov.2007.05.003
6. Hicks GE, Shardell M, Alley DE, et al. Absolute strength and loss of strength as predictors of mobility decline in older adults: The InCHIANTI study. *Journals Gerontol - Ser A Biol Sci Med Sci.* 2012;67 A(1):66-73. doi:10.1093/gerona/glr055
7. Guo H, Siu W, D'Arcy RCN, et al. MRI assessment of whole-brain structural changes in aging. *Clin Interv Aging.* 2017;12:1251-1270. doi:10.2147/CIA.S139515
8. Singh DKA, Bailey M, Lee RYW. Ageing modifies the fibre angle and biomechanical function of the lumbar extensor muscles. *Clin Biomech.* 2011;26(6):543-547. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.02.002
9. Goodpaster BH, Park SW, Harris TB, et al. The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: the health, aging and body composition study. *J Gerontol Med Sci.* 2006;61(10):1059-1064. doi:10.1093/gerona/61.10.1059
10. Delmonico MJ, Harris TB, Lee JS, et al. Alternative definitions of sarcopenia, lower extremity performance, and functional impairment with aging in older men and women. *J Am Geriatr Soc.* 2007;55(5):769-774. doi:10.1111/j.1532-5415.2007.01140.x

11. Frank S, Santos SMA dos, Assman A, Alves KL, Ferreira N. Avaliação da capacidade funcional: repensando a assistência ao idoso na Saúde Comunitária. *Estud Interdiscip sobre o Envelhec*. 2008;11:123-134. <http://www.seer.ufrgs.br/index.php/RevEnvelhecer/article/view/4816>.
12. Nogueira SL, Ribeiro RCL, Rosado LEFPL, Franceschini SCC, Ribeiro AQ, Pereira ET. Fatores determinantes da capacidade funcional em idosos longevos. *Rev Bras Fisioter*. 2010;14(4):322-329. doi:10.1590/S1413-35552010005000019
13. Carvalho J, Soares JM. Envelhecimento e força muscular - breve revisão. *Rev Port Ciências do Desporto*. 2004;4:79-93.
14. Sleimen-Malkoun R, Temprado JJ, Hong SL. Aging induced loss of complexity and dedifferentiation: Consequences for coordination dynamics within and between brain, muscular and behavioral levels. *Front Aging Neurosci*. 2014;6(JUN):1-1. doi:10.3389/fnagi.2014.00140
15. Yoshimura N, Muraki S, Oka H, et al. Association between new indices in the locomotive syndrome risk test and decline in mobility: third survey of the ROAD study. *J Orthop Sci*. 2015;20(5):896-905. doi:10.1007/s00776-015-0741-5
16. Ribeiro R de CL, Silva AIO e, Modena CM, Fonseca M do C. Capacidade Funcional e Qualidade de Vida de Idosos. *Estud Interdiscip sobre o Envelhec*. 2002;4:85-96. doi:10.1590/S0104-07072012000100013
17. Lexell J, Taylor CC, Sjöström M. What is the cause of the ageing atrophy?. Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *J Neurol Sci*. 1988;84(2-3):275-294. doi:10.1016/0022-510X(88)90132-3
18. Nikolić M, Bajek S, Glibotić Kresina H, et al. Muscle loss in aging population. *Period Biol*. 2013;115(4):505-509. <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84894333534&partnerID=40&md5=ee89d1fbff167ddd81cf0a4bcf6e790c>.
19. Lexell J, Downham DY, Larsson Y, Bruhn E, Morsing B. Heavy resistance training in older Scandinavian men and women: short and long term effects on arm and leg muscles. *Scand J Med Sci Sports*. 1995;5(6):329-341. doi:10.1111/j.1600-0838.1995.tb00055.x
20. Kararizou E, Manta P, Kalfakis N, Vassilopoulos D. Age-related morphometric characteristics of human skeletal muscle in male subjects. *Pol J Pathol*. 2009;60(4):186-188. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20072953>.
21. Clark BC, Manini TM. Sarcopenia 6¼ Dynapenia. *Med Sci*. 2008;63(8):829-834.
22. Morley JE. Sarcopenia: diagnosis and treatment. *J Nutr Health Aging*. 2008;12(7):452-456.

23. Clark BC, Manini and TM. What is dynapenia? *Nutrition*. 2012;28(5):495-503. doi:10.1016/j.nut.2011.12.002.What
24. Antonio V. Soares, Elessandra Marcelino, Noé G. Borges Júnior, Susana C. Domenech MSGL, Júnior YS. Relação entre dinapenia , sarcopenia e mobilidade funcional em idosos frágeis institucionalizados *. 49(3):195-201.
25. Fiedler MM, Peres KG. Functional status and associated factors among the elderly in a southern Brazilian city: a population-based study [Portuguese]. *Cad Saude Publica*. 2008;24(2):409-415.
26. Consuelo B, Leimann Q, Estrella M, Vasconcelos L. A influência das doenças crônicas na capacidade funcional dos idosos do Município de São Paulo , Brasil / The effect of chronic diseases on functional status of the elderly living in the city of São Paulo , Brazil. *Cad Saúde Pública*. 2007;23(8):1924-1930. doi:10.1590/S0102-311X2007000800019
27. Rodrigues GH de P, Gebara OCE, Gerbi CC da S, Pierri H, Wajngarten M. Depression as a Clinical Determinant of Dependence and Low Quality of Life in Elderly Patients with Cardiovascular Disease. *Arq Bras Cardiol*. 2015:443-449. doi:10.5935/abc.20150034
28. Rossi ALS, Pereira VS, Driusso P, Rebelatto JR, Ricci N a. Profile of the elderly in physical therapy and its relation to functional disability. *Brazilian J Phys Ther*. 2013;17(1):77-85. doi:10.1590/S1413-35552012005000060
29. Andreotti R, Okuma S. Validação de uma bateria de testes de atividades da vida diária para idosos fisicamente independentes. *Rev Paul Educ Física*. 1999;13(1):46-66. <http://www.portalsaudebrasil.com/artigospsb/aval071.pdf>.
30. Lythgo N, Begg R, Best R. Stepping responses made by elderly and young female adults to approach and accommodate known surface height changes. *Gait Posture*. 2007;26(1):82-89. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.07.006
31. Webber SC, Porter MM, Menec VH. Mobility in older adults: A comprehensive framework. *Gerontologist*. 2010;50(4):443-450. doi:10.1093/geront/gnq013
32. 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
33. 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
34. 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
35. Siqueira FCV, Facchini LA, Silveira DS Da, Piccini RX, Thumé E, Tomasi E. Barreiras arquitetônicas a idosos e portadores de deficiência física: um estudo

- epidemiológico da estrutura física das unidades básicas de saúde em sete estados do Brasil. *Cien Saude Colet*. 2009;14(1):39-44. doi:10.1590/S1413-81232009000100009
36. Silva, J. S. R., Vieira, É. D. S., Medeiros, S. M., de Almeida Carneiro, J., Fagundes, G. C., Barbosa, A. T. F., & Caldeira AP. DIFICULDADE DE UTILIZAÇÃO DE SERVIÇOS DE SAÚDE ENTRE IDOSOS NÃO INSTITUCIONALIZADOS. *Unimontes Científica*. 2017;18(2)(2236-5257):12-23.
 37. Da-silva M V, Gobbi LT. Percepção de dificuldade e comportamento locomotor de idosos ao descer degraus de ônibus. 2005;1:96-105.
 38. Rodrigues MA. ANÁLISE DO TRANSPORTE COLETIVO URBANO COM BASE EM INDICADORES DE QUALIDADE. 2008.
 39. Antunes, M. G., Romeiro, T. I. O., & Sigrist VC. Avaliação da qualidade do transporte coletivo da cidade de são carlos. *Refas-Revista Fatec Zo Sul*. 2017;3(2)(2359-182X):18-39.
 40. 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
 41. Broome K, McKenna K, Fleming J, Worrall L. Bus use and older people: A literature review applying the Person–Environment–Occupation model in macro practice. *Scand J Occup Ther*. 2009;16(1):3-12. doi:10.1080/11038120802326222
 42. Resolução nº 1 de 26 de janeiro de 1993. Conselho Nacional de Metrologia , Normalização e Qualidade Industrial - CONMETRO. :1-19.
 43. 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
 44. 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
 45. Riener R, Rabuffetti M, Frigo C. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait Posture*. 2002;15(1):32-44. doi:10.1016/S0966-6362(01)00162-X
 46. 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
 47. Carli JVM de, Bohrer RCD, Lodovico A, Rodacki ALF. Kinetic analysis of floor-

- to-stair transition gait of elderly with different functional levels. *Rev Bras Cineantropometria & Desempenho Hum.* 2014;(February):66-75. doi:10.5007/1980-0037.2014v16n1p66
48. Locatelli, S. Syed, S. Bhansari.S and G B. Measuring Health-related Transportation Barriers in Urban Settings. *J Appl Meas.* 2017;77(7):616-623. doi:10.1016/j.biopsycho.2013.07.017.Anatomical
 49. Portegijs E, Rantakokko M, Viljanen A, Rantanen T, Iwarsson S. Perceived and objective entrance-related environmental barriers and daily out-of-home mobility in community-dwelling older people. *Arch Gerontol Geriatr.* 2017;69:69-76. doi:10.1016/j.archger.2016.11.011
 50. 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.
 51. Brasil. *Ministério Da Saúde. Envelhecimento E Saúde Da Pessoa Idosa. Brasília: Ministério Da Saúde; 2007.; 2007.*
 52. Bertolucci PH, Brucki SM, Campacci SR, Juliano Y. O Mini-Exame do Estado Mental em uma população geral. Impacto da escolaridade. *Arq Neuropsiquiatr.* 1994;52(1):1-7. doi:10.1590/S0004-282X1994000100001
 53. Gordon CC, Chumlea, WC, Roche A. *Stature, Recumbent Length, and Weight. In: Lohman TG, Roche AF, Martorell R. (Eds.). Anthropometric Standardization Reference Manual Champaign: Human Kinetics.; 1998.*
 54. Trampisch US, Franke J, Jedamzik N, Hinrichs T, Platen P. Optimal jamar dynamometer handle position to assess maximal isometric hand grip strength in epidemiological studies. *J Hand Surg Am.* 2012;37(11):2368-2373. doi:10.1016/j.jhsa.2012.08.014
 55. 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
 56. Gagnon D, Nadeau S, Gravel D, Robert J, Bélanger D, Hilsenrath M. Reliability and validity of static knee strength measurements obtained with a chair-fixed dynamometer in subjects with hip or knee arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(10):1998-2008. doi:10.1016/j.apmr.2005.04.013
 57. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25years of research. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(6):1023-1035. doi:10.1016/j.jelekin.2010.07.004

8. APÊNDICE

ANAMNESE

Avaliador: _____ Data da avaliação ___/___/___

IDENTIFICAÇÃO		
Nome: _____		Telefone: _____
Cor: () 1.branca () 2.negra () 3.parda () 4.amarela		
Gênero: () 1-M () 2-F		Idade: _____ anos. Data de nascimento: ___/___/___
Situação legal conjugal: () solteiro () casado () separado/ divorciado () viúvo () união estável () outro _____.		
Quantas pessoas residem em sua casa incluindo você mesmo? _____		
() esposa(o) () filhos () netos () genro ou nora () outros _____		
Escolaridade (anos completo de estudo): _____		
Profissão (antes da aposentadoria): _____		Profissão atual: _____
Endereço residencial: _____		
Contato familiar: Nome: _____		
Grau de parentesco: _____		Telefone: _____
Peso corporal: _____ (kg)	Estatura corporal: _____ (cm)	IMC: _____ (kg/m ²)

Transporte
Você utiliza transporte coletivo com que frequência?
1- Nunca ()
2- 1 x semana ()
3- 2 x semana ()
4- 3 x semana ()
5- 4 x semana ()
6- 5 x semana ()
7- Todos os dias ()
Você sente dificuldade ao subir no transporte coletivo?
1- Nenhuma ()
2- Pouca ()
3- Razoável Dificuldade ()
4- Muita Dificuldade ()

Projeto: Contribuição dos músculos de membros inferiores e superiores durante a tarefa de subir e descer degraus de um ônibus coletivo em indivíduos idosos



TERMO DE CONSENTIMENTO DE PARTICIPAÇÃO

Responsável: – Orientador: Denilson de Castro Teixeira

Este é um convite especial para você participar voluntariamente do estudo: "**CONTRIBUIÇÃO DOS MÚSCULOS DE MEMBROS INFERIORES E SUPERIORES DURANTE A TAREFA DE SUBIR E DESCER DEGRAUS DE UM ÔNIBUS COLETIVO EM INDIVÍDUOS IDOSOS**". Por favor, leia com atenção as informações abaixo antes de dar seu consentimento para participar do estudo. Qualquer dúvida pode ser esclarecida diretamente com o pesquisador (André Wilson de Oliveira Gil - Fone: 43 99977-9493).

OBJETIVO E BENEFÍCIOS DO ESTUDO

Analisar a contribuição dos músculos de membros inferiores e superiores (braços e pernas) na tarefa de subir e descer degraus que simulam o acesso a um ônibus coletivo em indivíduos idosos.

PROCEDIMENTOS

Os testes serão divididos em 3 etapas: Etapa 1 será entrevista, questionários, medidas de peso e altura. Etapa 2 serão feitos testes de força de Membros inferiores e superiores e etapa 3 o teste funcionais na UNOPAR do piza.

DESPESAS/ RESSARCIMENTO DE DESPESAS DO VOLUNTÁRIO

Normalmente é apontado aqui que: "Todos os sujeitos envolvidos nesta pesquisa *são isentos de custos*". Entretanto, em alguns estudos pode haver certo gasto com os participantes. Se for o caso de existirem gastos, isto deve ser mencionado aqui.

PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA

A sua participação neste estudo é *voluntária* e o (a) participante terá plena e total liberdade para desistir do estudo a qualquer momento, sem que isso acarrete qualquer prejuízo para ele (a).

GARANTIA DE SIGILO E PRIVACIDADE

As informações relacionadas ao estudo são confidenciais e qualquer informação divulgada em relatório ou publicação será feita de forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida. O pesquisador garante que seu nome não será divulgado em hipótese alguma.

Diante do exposto acima eu, _____, declaro que fui esclarecido sobre os objetivos, procedimentos e benefícios do presente estudo. Participo de livre e espontânea vontade do estudo em questão. Foi-me assegurado o direito de abandonar o estudo a qualquer momento, se eu assim o desejar. Declaro também não possuir nenhum grau de dependência profissional ou educacional com os pesquisadores envolvidos nesse projeto (ou seja, os pesquisadores desse projeto não podem me prejudicar de modo algum no trabalho ou nos estudos), não me sentindo pressionado de nenhum modo a participar dessa pesquisa.

Londrina, ___ de _____, ____.

Responsável RG _____

André Wilson de Oliveira Gil
Pesquisador RG: 10082800-6

MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL

Nome: _____

Data: ___/___/___

ORIENTAÇÃO

Marque 1 ponto para cada resposta correta				
Dia da semana	Dia do mês	Mês	Ano	Hora aproximada
Instituição (Unopar/faculdade/ Universidade)	Local específico (sala)	Bairro ou rua próxima (Jd. Piza/ Av. Paris – na dúvida anote o nome da rua)	Cidade	Estado
TOTAL	Pontos			

MEMÓRIA IMEDIATA

Fale as três palavras seguintes e pergunte ao idoso por elas: PENTE – RUA – SAPATO							
Atribua 1 ponto para cada palavra correta							
PENTE		RUA		SAPATO		TOTAL	Pontos
Repita as três palavras novamente e certifique-se que o idoso as aprendeu, pois adiante você irá perguntá-las novamente							

ATENÇÃO E CÁLCULO

Subtrair (100-7) cinco vezes consecutivas – Atribua 1 ponto para cada cálculo correto						
93	86	79	72	65	TOTAL	Pontos

EVOCAÇÃO

Pergunte pelas três palavras ditas anteriormente – 1 ponto por palavra							
PENTE		RUA		SAPATO		TOTAL	Pontos

LINGUAGEM

Nomear um relógio e uma caneta / 1 ponto cada		RELÓGIO		CANETA	
Repetir “nem aqui, nem ali, nem lá”		1 ponto para a resposta correta			
Comando: “peque este papel com a mão direita dobre ao meio e coloque no chão” 1 ponto para cada etapa					
Mão direita		Dobre ao meio		Coloque no chão	
Ler e obedecer: “feche os olhos”	1 ponto				
Escreva uma frase	1 ponto				
Copiar o desenho	1 ponto				
TOTAL	Pontos				

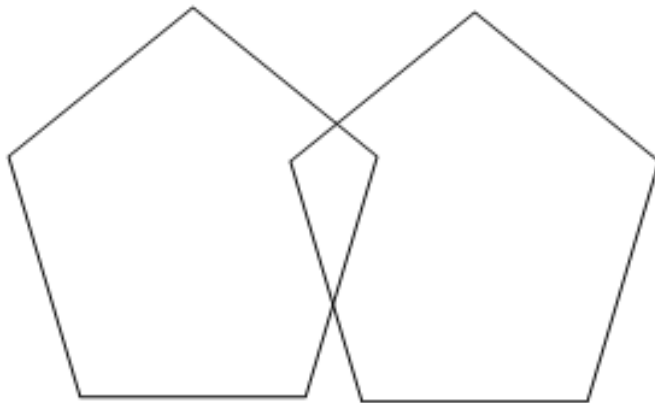
TOTAL GERAL:	Pontos
---------------------	--------

Leia e obedeça

“Feche os olhos”

Escreva uma frase na linha abaixo (Só não pode ser o nome)

Copie o desenho abaixo





UNIVERSIDADE NORTE DO
PARANÁ - UNOPAR



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ANÁLISE DA CONTRIBUIÇÃO DOS MÚSCULOS DE MEMBROS INFERIORES E SUPERIORES DURANTE A TAREFA DE SUBIR E DESCER DEGRAUS DE UM ÔNIBUS COLETIVO EM INDIVÍDUOS JOVENS E IDOSOS

Pesquisador: DENILSON DE CASTRO TEIXEIRA

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 38262214.0.0000.0108

Instituição Proponente: Universidade Norte do Paraná - UNOPAR

Patrocinador Principal: Universidade Norte do Paraná - UNOPAR

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 880.865

Data da Relatoria: 19/11/2014

Apresentação do Projeto:

A pesquisa pretende contribuir com informações sobre a relação aptidão física/funcional e acessibilidade do idoso ao ônibus urbano coletivo. Participarão do estudo 120 indivíduos, 60 idosos e 60 jovens como controles, selecionados por conveniência, de ambos os sexos, sedentários e residentes na comunidade do município de Londrina-PR. Os dados serão coletados mediante avaliação antropométrica e questionários com informações sociodemográficas, estado mental e nível de capacidade máxima de exercício. A contribuição dos músculos de membros inferiores e superiores na tarefa de subir e descer degraus de acesso ao ônibus urbano será mensurada pela avaliação eletromiográfica e por dinamometria. O padrão do movimento na tarefa como posicionamento dos pés, utilização do corrimão, entre outros, serão analisados mediante filmagem. Espera-se que esta investigação contribua com informações sobre a relação aptidão física/funcional e acessibilidade do idoso ao ônibus urbano coletivo. Os resultados poderão também direcionar estratégias futuras, tanto para a melhora da condição física da população idosa como para a adequação dos acessos aos transportes coletivos caso seja identificada a necessidade. Além disso, esta investigação também será importante para incrementar o corpo de pesquisas com idosos no Brasil e capacitar estudantes de doutorado, mestrado e iniciação científica, para o desenvolvimento de pesquisas

Endereço: Av. Paris 675

Bairro: Jardim Piza

UF: PR

Município: LONDRINA

CEP: 86.041-140

Telefone: (43)3371-7834

E-mail: pesquisa@unopar.br



UNIVERSIDADE NORTE DO
PARANÁ - UNOPAR



Continuação do Parecer: 880.865

científicas.

Objetivo da Pesquisa:

Analisar a contribuição dos músculos de membros inferiores e superiores na tarefa de subir e descer degraus que simulam o acesso a um ônibus coletivo em indivíduos jovens e idosos.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Segundo os pesquisadores, não haverá riscos para os participantes. Os benefícios, serão indiretos, e quanto à identificação da adaptabilidade dos acessos atuais dos transportes coletivos quanto às condições físicas dos indivíduos idosos, além de propor estratégias para uma acessibilidade mais adequada.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Não há comentários adicionais.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos de apresentação obrigatória foram postados, porém, a assinatura do responsável pela Instituição Proponente na Folha de Rosto para Pesquisa envolvendo Seres Humanos está de difícil visibilidade.

Recomendações:

Reapresentar a Folha de Rosto para Pesquisa envolvendo Seres Humanos com a assinatura visível.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sem pendências ou inadequações.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Solicita-se substituir o arquivo da Folha de Rosto, que embora esteja com assinatura e carimbo do responsável pela instituição, está de difícil visibilidade. O projeto atende às exigências éticas da Resolução CNS no. 466/12.

Endereço: Av. Paris 675

Bairro: Jardim Piza

UF: PR

Município: LONDRINA

CEP: 86.041-140

Telefone: (43)3371-7834

E-mail: pesquisa@unopar.br



UNIVERSIDADE NORTE DO
PARANÁ - UNOPAR



Continuação do Parecer: 880.865

LONDRINA, 21 de Novembro de 2014

Assinado por:
Audrey de Souza Marquez
(Coordenador)

Endereço: Av. Paris 675

Bairro: Jardim Piza

UF: PR

Município: LONDRINA

CEP: 86.041-140

Telefone: (43)3371-7834

E-mail: pesquisa@unopar.br