

MobileUpLife: uma nova aplicação para medir a potência muscular em idosos institucionalizados

Autores

Diogo Luís Marques^{1,2}; Henrique Pereira Neiva^{1,2}; Ivan Miguel Pires^{3,4,5}; Daniel Almeida Marinho^{1,2}; Mário Cardoso Marques^{1,2}

diogoluis.sequeira@gmail.com

Resumo

Objetivo: Analisar a validade e fiabilidade da aplicação MobileUpLife para medir variáveis temporais durante o teste de levantar e sentar na cadeira cinco vezes (LSC5x) em idosos institucionalizados. **Métodos:** Doze mulheres e sete homens (84.2±6.8 anos) participaram neste estudo. Após um sinal sonoro emitido por um smartphone, os participantes realizaram o teste LSC5x no menor tempo possível. Os tempos de levantar e sentar na cadeira foram capturados em simultâneo com a aplicação MobileUpLife e uma câmara de filmar. O coeficiente de correlação intraclasse (CCI) avaliou a fiabilidade relativa, enquanto o viés ± limites de concordância (LDC) analisaram as diferenças sistemáticas. A fiabilidade absoluta foi avaliada através do erro padrão de medição (EPM) e coeficiente de variação (CV). A exatidão foi calculada para analisar o grau de rigor das medições. O coeficiente de correlação de *Pearson* (*r*) avaliou a validade concorrente. **Resultados:** No tempo de levantar da cadeira, o CCI foi classificado de bom a excelente (0.85-0.97) e o viés ± LDC variou entre 0.08±0.40 s e 0.31±0.90 s. Os valores do EPM foram inferiores a 0.35 s, os do CV inferiores a 7% e a exatidão superior a 90%. Verificaram-se correlações fortes a muito fortes (*r*=0.85-0.97). No tempo de levantar e sentar na cadeira, o CCI foi classificado de moderado a excelente (0.66-0.99) e o viés ± LDC variou entre 0.20±0.56 s e 0.28±0.73 s. Os valores do EPM foram inferiores a 0.32 s, os do CV inferiores a 9.5% e a exatidão superior a 90%. Verificaram-se correlações fortes a muito fortes (*r*=0.81-0.99). **Conclusões:** Os resultados sugerem que a aplicação MobileUpLife é válida e fiável para medir variáveis temporais durante o teste LSC5x em idosos institucionalizados.

¹ CIDESD - Centro de Investigação em Desporto, Saúde e Desenvolvimento Humano

² Departamento de Ciências do Desporto, Universidade da Beira Interior

³ Instituto de Telecomunicações, Universidade da Beira Interior

⁴ Departamento de Informática, Instituto Politécnico de Viseu

⁵ UICISA-E - Unidade de Investigação em Ciências da Saúde: Enfermagem, Instituto Politécnico de Viseu

Palavras-chave: Reprodutibilidade; Aplicação Móvel; Acelerómetro; Vídeo; População Sénior

INTRODUÇÃO

A potência muscular está fortemente associada com a capacidade funcional em idosos [1–3]. Uma diminuição acentuada deste parâmetro contribui para a perda de independência funcional e aumenta o risco de morte [1–4]. Assim, além de ser determinante otimizar a potência muscular durante o envelhecimento, é também essencial adotar estratégias eficazes de deteção dos níveis de potência muscular na população sénior [3–5].

Uma forma efetiva e eficiente para avaliar a potência muscular em idosos é através do teste de levantar e sentar na cadeira cinco vezes (LSC5x) [5,6]. Levantar e sentar na cadeira é uma tarefa motora que requer que os músculos extensores da anca e do joelho se sincronizem durante a produção de força para acelerar/desacelerar a massa corporal ao longo de uma distância contra a aceleração gravítica [7,8]. Em contexto prático, o cronómetro é habitualmente utilizado para medir o tempo durante o teste. Apesar do seu baixo custo e rápida acessibilidade, a fiabilidade da medição pode ser limitada pela subjetividade (julgamento de posição) e tempo de reação do avaliador [9,10].

Como forma de aumentar a fiabilidade na medição do tempo total durante o teste LSC5x em idosos, foi desenvolvida uma aplicação móvel para smartphone [10]. Esta indica aos participantes para iniciarem o teste através de um sinal sonoro e mede o tempo total até que o último ciclo de levantar e sentar na cadeira seja detetado [10]. No geral, quando comparado com um sensor de força instalado nas costas da cadeira (critério de referência), a aplicação móvel apresentou valores elevados de fiabilidade relativa para medir o tempo total durante o teste LSC5x [10].

Contudo, reportar apenas o tempo total das cinco repetições pode ser considerada uma limitação, dado que não permite analisar o tempo de levantar e sentar na cadeira em cada repetição. Esta funcionalidade permitiria a clínicos e investigadores analisar com maior detalhe o desempenho funcional em cada momento do teste. Assim, o objetivo deste estudo consistiu em analisar a validade e fiabilidade da aplicação móvel MobileUpLife para capturar variáveis temporais (i.e., tempo de levantar da cadeira e

tempo de levantar e sentar na cadeira) durante o teste LSC5x em idosos institucionalizados. Colocou-se como hipótese que a aplicação MobileUpLife desenvolvida seria válida e fiável para medir variáveis temporais durante o teste LSC5x em idosos institucionalizados.

MÉTODOS

Desenho de estudo

Este estudo seguiu um desenho transversal com uma duração de duas semanas. A primeira foi dedicada ao recrutamento dos participantes, enquanto na segunda foi realizada uma sessão de familiarização e outra de teste. As recolhas de dados foram supervisionadas por dois clínicos de saúde e dois investigadores e decorreram numa sala de atividades de uma estrutura residencial para idosos.

Participantes

Dezanove idosos (12 mulheres e 7 homens) institucionalizados voluntariaram-se para participar. Definiram-se os seguintes critérios de inclusão: idade ≥ 65 anos, homem e mulher, capaz de caminhar uma distância ≥ 10 m com ou sem bengala ou andarilho, capaz de levantar da cadeira com os braços cruzados ao peito cinco vezes, e vontade em participar no estudo. Os critérios de exclusão incluíram: dependência física severa (Índice de *Barthel* <60), disfunção cognitiva severa (valores de corte para idosos portugueses no Mini Exame do Estado Mental: sem nível de escolaridade, <15 ; 1-11 anos de escolaridade, <22 ; e >11 anos de escolaridade, <27 [11]), lesões musculoesqueléticas nos três meses prévios, e doença terminal. A Tabela 1 apresenta as características dos participantes. Para cada sujeito foi obtido um consentimento informado. O estudo foi aprovado pela Comité de Ética da Universidade da Beira Interior (código: CE-UBI-Pj-2019-019) e seguiu as recomendações da Declaração de Helsínquia.

Tabela 1. Características dos participantes.

	Média ± Desvio Padrão	Intervalo de Confiança (95%)
Idade (anos)	84.2 ± 6.8	81.1 – 87.3
Massa corporal (kg)	68.1 ± 9.9	63.6 – 72.5
Altura (m)	1.58 ± 0.08	1.55 – 1.62
IMC (kg/m ²)	27.3 ± 3.9	25.5 – 29.0
Educação (anos)	1.1 ± 1.8	0.2 – 1.9
IB (resultado)	82.6 ± 11.8	77.3 – 88.0
MEEM (resultado)	19.7 ± 4.4	17.8 – 21.7

IMC: índice de massa corporal; BI: índice de *Barthel*; MEEM: mini exame do estado mental.

Teste de levantar e sentar na cadeira cinco vezes

Antes do teste, foi realizado um aquecimento de 10 minutos (caminhada e exercícios de mobilidade articular). Em seguida, os participantes foram equipados com um smartphone inserido numa cinta elástica fixa na região abdominal (centro de gravidade [12]). Os participantes sentaram-se numa cadeira sem apoio de braços (altura = 0.49 cm) com as costas eretas, braços cruzados ao peito e com os joelhos e ancas fletidos a 90°. Após um sinal sonoro (*beep* emitido pela aplicação MobileUpLife após 10 s de se carregar no botão de captura), os participantes levantaram-se e sentaram-se na cadeira cinco vezes, mantendo os braços cruzados ao peito. Os participantes foram incentivados a completar o teste no menor tempo possível. O teste foi repetido duas vezes, com um intervalo de descanso de 3 minutos. O melhor tempo foi selecionado para análise. Caso os participantes movessem qualquer segmento corporal no instante anterior ao sinal sonoro ou não completassem o ciclo de levantar e sentar na cadeira, o teste era anulado e repetido. Este procedimento foi necessário para garantir correta execução técnica e aquisição de dados. A Figura 1 ilustra o procedimento do teste.

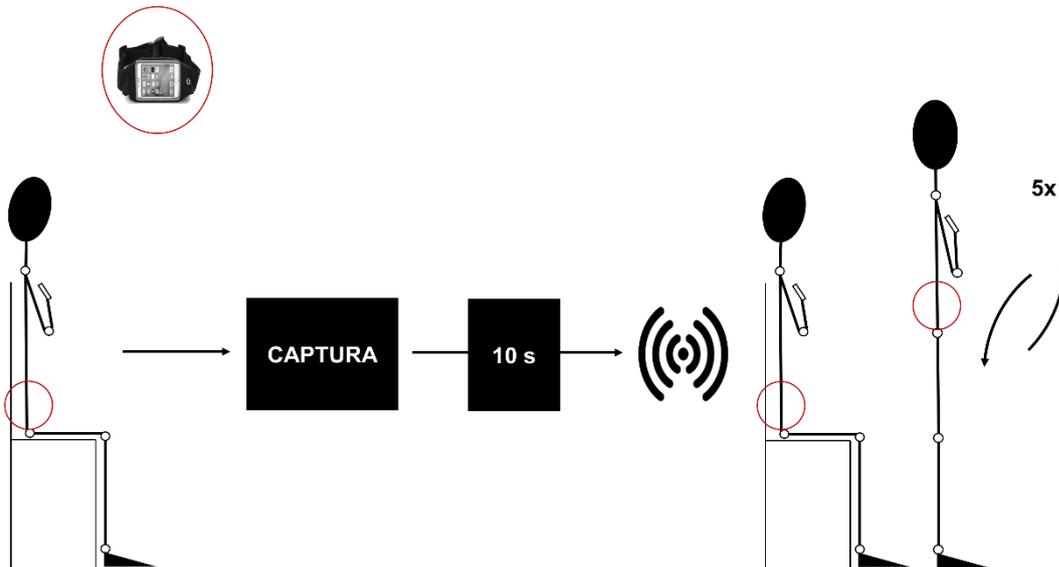


Figura 1. Ilustração do teste de levantar e sentar na cadeira cinco vezes.

Aquisição de dados

Um smartphone (Xiaomi Mi A1) e uma câmara de filmar (Canon LEGRIA HF R46, Tóquio, Japão) capturaram os dados em simultâneo. O smartphone incorpora um acelerómetro triaxial (modelo Bosch BMI120) com uma frequência de amostragem de 200 Hz. A câmara de filmar (critério de referência [13–16]), fixa a um tripé (altura = 1.2 m) e posicionada perpendicularmente ao campo de visão (distância = 3 m), filmou os participantes no plano sagital a uma frequência de amostragem de 25 Hz [16]. Quando se comparam dispositivos portáteis (p. ex., smartphones) com máquinas (p. ex., câmaras de filmar) é impossível obter igualdade na frequência de amostragem [13]. Sobre a frequência de 25 Hz, de acordo a literatura científica, esta é fiável para análises de transições de movimentos em idosos, como levantar e sentar na cadeira, ou levantar e caminhar [14,15,17–20]. De acordo com um estudo prévio, ao utilizar-se uma câmara com uma frequência de 25 Hz, verificam-se erros triviais de 2,5% no tempo de levantar da cadeira e de 1,5% no tempo total de levantar e sentar na cadeira apenas uma vez [16].

Análise de dados

Acelerómetro. Os dados do acelerómetro foram capturados através da aplicação MobileUpLife, que pré-processa automaticamente os dados em “bruto” e mede o tempo de levantar e sentar na cadeira. A aplicação foi desenvolvida no Android Studio versão 4.1. (Java SE 12) com base na metodologia de um estudo anterior [16]. Para evitar potenciais erros de captura devido a oscilações involuntárias no smartphone, a aceleração total foi calculada através da Norma Euclidiana. Em seguida, os dados foram filtrados e obteve-se o tempo de levantar e sentar na cadeira. O tempo de levantar da cadeira corresponde ao valor mínimo da aceleração antes de se alcançar o valor máximo. O tempo de sentar na cadeira corresponde ao valor máximo da aceleração após se alcançar o valor mínimo. Para evitar reportar valores máximos ou mínimos incorretos, estabeleceram-se duas condições: 1) a diferença temporal entre a aceleração mínima e máxima não pode ser < 500 ms ou > 3 s; 2) a diferença temporal entre a aceleração máxima e mínima não pode ser < 700 ms ou > 4 s. As condições foram definidas de acordo com os dados obtidos no vídeo (critério de referência). A Figura 2 ilustra o gráfico tempo-aceleração durante o teste.

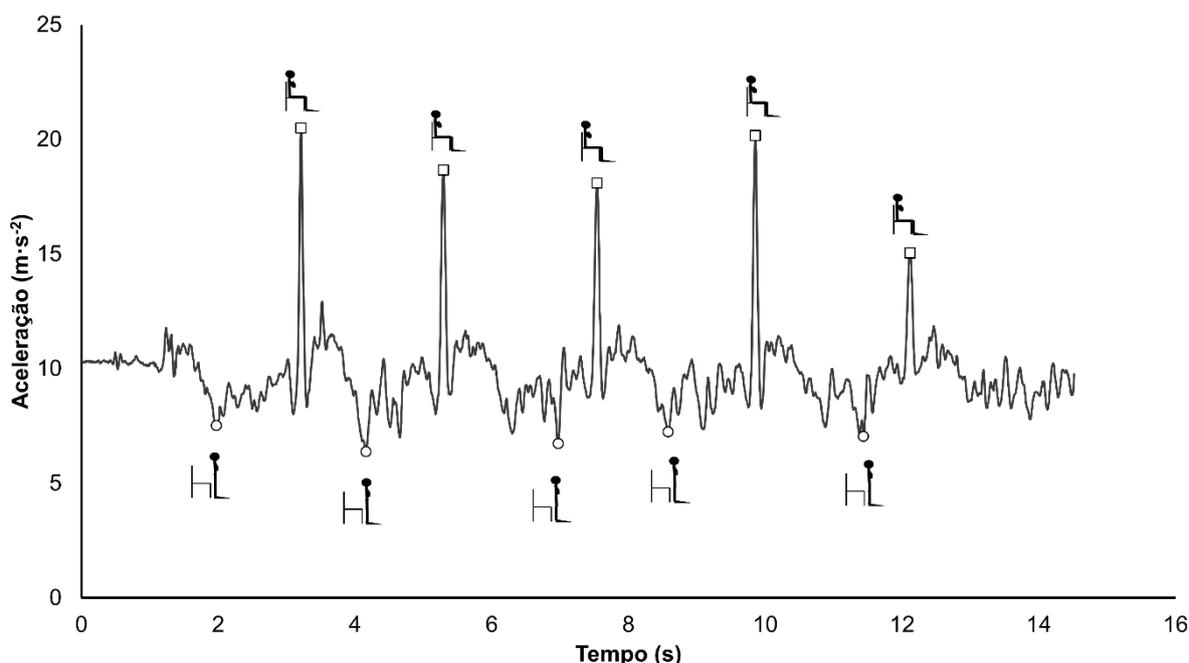


Figura 2. Gráfico aceleração-tempo do teste de levantar e sentar na cadeira cinco vezes. Os círculos brancos correspondem aos valores mínimos (levantar da cadeira) e os quadrados brancos aos valores máximos (sentar na cadeira).

Vídeos. Os ficheiros de vídeo foram transferidos para um computador e analisados através do Adobe Premiere Pro CC 2018 (versão 12.1.2, Adobe Systems, San José, CA, USA). Os vídeos foram analisados *frame a frame*, sendo o primeiro referente ao início do sinal sonoro. Em cada repetição, os tempos de levantar e sentar na cadeira corresponderam aos *frames* em que o smartphone atingiu a altura máxima e mínima, respetivamente. Os dados foram convertidos para segundos através da divisão do número do *frame* por 25 (1 segundo = 25 *frames*).

Análise estatística

Os programas Microsoft Office Excel 2016 e SPSS versão 27 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) analisaram os dados. A normalidade dos dados foi analisada e confirmada através do teste de *Shapiro-Wilk*. O coeficiente de correlação intraclasse (CCI com intervalo de confiança (IC) de 95%) analisou a fiabilidade relativa. O modelo escolhido foi o aleatório bidirecional, medidas únicas, concordância absoluta ($CCI_{(2,1)}$) [21,22]. Os valores do CCI foram interpretados como: <0.50, fraco; 0.50-0.75, moderado; 0.75-0.90, boa; >0.90, excelente [21]. O viés (diferença das médias entre a aplicação e o vídeo) e os limites de concordância (LDC = desvio padrão (DP) da diferença das médias x 1.96) analisaram as diferenças sistemáticas [23]. O tamanho do efeito de *Hedge's g* analisou a magnitude das diferenças e foi interpretado como: trivial, 0.0-0.2; pequeno, 0.2-0.6; moderado, 0.6-1.2; grande, 1.2-2.0; muito grande, 2.0-4.0; extremamente grande, >4.0 [24]. A fiabilidade absoluta foi avaliada através do erro padrão de medida (EPM = DP da diferença entre os resultados do vídeo e da aplicação dividido pela $\sqrt{2}$) e do coeficiente de variação (CV = (EPM / média de ambos aparelhos) x 100) [16,25]. A mudança mínima detetável (MMD) foi igualmente calculada ($\sqrt{2} \times EPM \times 1.96$) [25]. A validade concorrente foi avaliada através da regressão linear e do coeficiente de correlação de *Pearson* [16]. A magnitude da correlação foi interpretada como: 0.00-0.10, negligenciável; 0.10-0.39, fraca; 0.40-0.69, moderada; 0.70-0.89, forte; 0.90-1.00, muito forte [26]. Para analisar o grau de rigor das medições, foi calculada a exatidão ($(|\text{vídeo} - (\text{vídeo} - \text{aplicação móvel})| / \text{vídeo}) \times 100$). O tamanho da amostra foi calculado com base no nível de ICC esperado de 0.90 e no nível mínimo aceitável de 0.75. Com um valor de alfa de 0.05 e 5 repetições por participante, um mínimo de 19 participantes foi requerido para obter uma potência estatística de 80% [27].

RESULTADOS

Na Tabela 2, verifica-se que o viés \pm LDC variou entre 0.08 ± 0.40 s e 0.31 ± 0.90 s no tempo de levantar da cadeira, sendo a magnitude das diferenças considerada trivial a pequena. Os valores de CCI foram classificados de bons a excelentes (0.85-0.98), enquanto os valores de correlação foram classificados de fortes a muito fortes (0.87-0.98). Os valores do EPM foram inferiores a 0.35 s, os do CV inferiores a 7%, enquanto os valores de exatidão foram superiores a 90%.

Na Tabela 3, observa-se que o viés \pm LDC variou entre 0.20 ± 0.56 s e 0.28 ± 0.73 s no tempo de levantar e sentar na cadeira, sendo a magnitude das diferenças considerada trivial a pequena. Os valores de CCI foram classificados de excelentes (>0.90) em praticamente todas as repetições, exceto na primeira, que apresentou moderada fiabilidade (0.66). Os valores do EPM foram inferiores a 0.32 s, os do CV inferiores a 9.5%, enquanto os valores de exatidão foram superiores a 90%.

DISCUSSÃO

Este estudo analisou a validade e fiabilidade uma aplicação MobileUpLife para medir o tempo de levantar e sentar na cadeira em cada repetição durante o teste LSC5x em idosos. Os resultados revelaram elevada validade e fiabilidade da aplicação móvel para medir variáveis temporais durante o teste LSC5x, confirmando assim a hipótese de estudo.

Até à data, apenas um estudo validou uma aplicação móvel para medir o tempo total durante o teste LSC5x em idosos [10]. Os valores de $CCI_{(2,1)}$ (0.99) indicaram excelente fiabilidade relativa, os quais vão ao encontro dos resultados observados no presente estudo referentes à repetição 5. À semelhança do estudo de Chan et al. [10], também no presente estudo se verificou um viés sistemático positivo entre aparelhos, indicando uma tendência para a aplicação móvel sobrestimar o tempo de movimento. Estes dados são corroborados por estudos que analisaram as diferenças sistemáticas entre aplicações móveis e câmaras de filmar ou plataformas de força no tempo de levantar e sentar na cadeira apenas uma vez [9,16]. Em grande parte, o viés positivo pode ser explicado pela diferença na frequência de amostragem entre aparelhos [13]. Não obstante, as diferenças triviais entre aparelhos indicam que o viés positivo deve ser considerado clinicamente insignificante [10].

No geral, os baixos valores do EPM (s) e do CV (%) observados para os tempos de levantar da cadeira e para os tempos de levantar e sentar na cadeira, revelaram excelente fiabilidade absoluta da aplicação MobileUpLife. No entanto, os valores do CV da primeira repetição em ambas as fases ultrapassaram o limiar dos 5%, o que significa que estes dados devem ser interpretados com cautela. De acordo com Hopkins [28], valores de CV acima de 5% não são considerados aceitáveis. Por outro lado, Duthie et al. [29] indicam que valores entre 5-10% revelam fiabilidade absoluta moderada. Apesar da fiabilidade absoluta da primeira repetição ser questionável, os valores de exatidão acima de 90% indicam um elevado grau de rigor de medição. Por associação, considera-se que os valores da primeira repetição apresentam um baixo erro de medição, dado que o erro absoluto percentual é inferior a 10% [30].

No presente estudo, verificou-se ainda elevada validade concorrente da aplicação MobileUpLife na medição de variáveis temporais durante o teste LSC5x, face à magnitude das correlações observadas, que variou entre forte a muito forte. A elevada validade da aplicação móvel é ainda suportada por elevados valores de habilidade preditiva (r^2) e baixos valores de EPE, os quais indicam elevada exatidão preditiva. Assim, tomados em conjunto, os dados do presente estudo indicam que a aplicação MobileUpLife apresenta elevada fiabilidade relativa e absoluta, elevado grau de rigor de medição e elevada validade na medição de variáveis temporais durante o teste LSC5x com idosos institucionalizados.

Apesar dos resultados promissores, este estudo apresenta algumas limitações. Primeiro, o facto de se tratar de uma amostra de conveniência inviabiliza que os resultados do EPM e da MMD possam ser generalizados a idosos com diferentes idades e estados de saúde. Segundo, determinar a fiabilidade teste-reteste dos resultados da aplicação permitiria aferir sobre o seu grau de repetibilidade. Por último, o desenvolvimento de um algoritmo que calculasse a velocidade, força e potência durante as fases do teste fortaleceria a utilidade prática da aplicação. Assim, futuros estudos devem recrutar um maior número de idosos com diferentes idades e estados de saúde, analisar a fiabilidade teste-reteste da aplicação, e desenvolver um método automático de cálculo de outras variáveis cinemáticas e cinéticas.

Tabela 2. Fiabilidade entre aparelhos no tempo de levantar da cadeira em cada repetição.

Rep	Vídeo (s) Média ± DP	Aplicação (s) Média ± DP	Viés ± LDC (s)	TDE (g)	EPM (s)	CV (%)	MMD (s)	Exatidão (%)	CCI _(2,1) (IC 95%)	<i>r</i> (IC 95%)	<i>r</i> ²	EPE (s)
1	2.06 ± 0.35	2.14 ± 0.41	0.08 ± 0.40	0.44	0.14	6.86	0.40	92.9	0.85 (0.64-0.94)	0.87 (0.67-0.95)	0.75	0.20
2	4.85 ± 0.74	5.00 ± 0.79	0.15 ± 0.49	-0.07	0.18	3.57	0.49	95.5	0.93 (0.78-0.98)	0.95 (0.87-0.98)	0.90	0.25
3	7.57 ± 1.21	7.81 ± 1.14	0.24 ± 0.58	-0.07	0.21	2.71	0.58	95.8	0.95 (0.76-0.99)	0.97 (0.92-0.99)	0.94	0.27
4	10.39 ± 1.70	10.60 ± 1.75	0.22 ± 0.74	-0.24	0.27	2.55	0.74	96.9	0.97 (0.90-0.99)	0.98 (0.94-0.99)	0.95	0.38
5	13.21 ± 2.17	13.53 ± 2.31	0.31 ± 0.90	-0.11	0.33	2.44	0.90	97.2	0.97 (0.88-0.99)	0.98 (0.95-0.99)	0.96	0.45

DP: desvio padrão; LDC: limites de concordância; TDE: tamanho do efeito *Hedge's g*; EPM: erro padrão de medida; CV: coeficiente de variação; MMD: mudança mínima detetável; CCI_(2,1): coeficiente de correlação intraclasse; *r*: coeficiente de correlação de *Pearson*; *r*²: coeficiente de determinação; EPE: erro padrão de estimativa.

Tabela 3. Fiabilidade entre aparelhos no tempo de levantar e sentar na cadeira em cada repetição.

Rep	Vídeo (s) Média ± DP	Aplicação (s) Média ± DP	Viés ± LDC (s)	TDE (g)	EPM (s)	CV (%)	MMD (s)	Exatidão (%)	CCI _(2,1) (IC 95%)	<i>r</i> (IC 95%)	<i>r</i> ²	EPE (s)
1	3.20 ± 0.40	3.42 ± 0.71	0.22 ± 0.87	0.43	0.31	9.48	0.87	90.3	0.66 (0.31-0.86)	0.81 (0.57-0.93)	0.66	0.41
2	5.97 ± 0.97	6.25 ± 1.01	0.28 ± 0.73	0.21	0.26	4.29	0.73	94.1	0.90 (0.61-0.97)	0.93 (0.82-0.97)	0.86	0.37
3	8.82 ± 1.37	9.02 ± 1.37	0.20 ± 0.56	0.15	0.20	2.28	0.56	96.7	0.97 (0.87-0.99)	0.98 (0.94-0.99)	0.96	0.29
4	11.57 ± 1.89	11.80 ± 1.88	0.23 ± 0.54	0.12	0.20	1.67	0.54	97.7	0.98 (0.89-1.00)	0.99 (0.97-1.00)	0.98	0.27
5	14.44 ± 2.42	14.70 ± 2.57	0.26 ± 0.71	0.09	0.26	1.76	0.71	98.0	0.99 (0.93-1.00)	0.99 (0.98-1.00)	0.98	0.34

DP: desvio padrão; LDC: limites de concordância; TDE: tamanho do efeito *Hedge's g*; EPM: erro padrão de medida; CV: coeficiente de variação; MMD: mudança mínima detetável; CCI_(2,1): coeficiente de correlação intraclasse; *r*: coeficiente de correlação de *Pearson*; *r*²: coeficiente de determinação; EPE: erro padrão de estimativa.

CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo indicam que a aplicação MobileUpLife é válida e fiável para medir variáveis temporais durante o teste LSC5x em idosos institucionalizados. Estes dados sugerem que a aplicação tem elevada utilidade prática, dado que permite a clínicos e investigadores medir com elevada exatidão variáveis temporais, para além de permitir realizar uma análise mais ampla acerca do desempenho dos praticantes em cada fase do teste LSC5x. A aplicação MobileUpLife revela-se igualmente relevante em contextos onde existem limitações em termos de orçamento, espaço, tempo e equipamento.

REFERÊNCIAS

- [1] K.F. Reid, R.A. Fielding, Skeletal muscle power: a critical determinant of physical functioning in older adults, *Exerc. Sport Sci. Rev.* 40 (2012) 4–12. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e31823b5f13>.
- [2] M. Foldvari, M. Clark, L.C. Laviolette, M.A. Bernstein, D. Kaliton, C. Castaneda, C.T. Pu, J.M. Hausdorff, R.A. Fielding, M.A.F. Singh, Association of Muscle Power With Functional Status in Community-Dwelling Elderly Women, *Journals Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.* 55 (2000) M192–M199. <https://doi.org/10.1093/gerona/55.4.M192>.
- [3] J. Alcazar, D. Navarrete-Villanueva, A. Mañas, A. Gómez-Cabello, R. Pedrero-Chamizo, L.M. Alegre, G. Villa, N. Gusi, M. González-Gross, J.A. Casajús, G. Vicente-Rodriguez, I. Ara, 'Fat but powerful' paradox: association of muscle power and adiposity markers with all-cause mortality in older adults from the EXERNET multicentre study, *Br. J. Sports Med.* (2021) bjsports-2020-103720. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2020-103720>.
- [4] E.A. Phelan, J.E. Mahoney, J.C. Voit, J.A. Stevens, Assessment and management of fall risk in primary care settings, *Med. Clin. North Am.* 99 (2015) 281–293. <https://doi.org/10.1016/j.mcna.2014.11.004>.
- [5] J. Alcazar, J. Losa-Reyna, C. Rodriguez-Lopez, A. Alfaro-Acha, L. Rodriguez-Mañas, I. Ara, F.J. García-García, L.M. Alegre, L. Rodriguez-Manas, I. Ara, F.J. Garcia-Garcia, L.M. Alegre, The sit-to-stand muscle power test: An easy, inexpensive and portable procedure to assess muscle power in older people,

- Exp Gerontol. 112 (2018) 38–43. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2018.08.006>.
- [6] R.W. Bohannon, Reference Values for the Five-Repetition Sit-to-Stand Test: A Descriptive Meta-Analysis of Data from Elders, *Percept. Mot. Skills*. 103 (2006) 215–222. <https://doi.org/10.2466/pms.103.1.215-222>.
- [7] R.W. Bohannon, D.J. Bubela, S.R. Magasi, Y.-C. Wang, R.C. Gershon, Sit-to-stand test: Performance and determinants across the age-span, *Isokinet. Exerc. Sci*. 18 (2010) 235–240. <https://doi.org/10.3233/IES-2010-0389>.
- [8] S. Yoshioka, A. Nagano, D.C. Hay, S. Fukashiro, The minimum required muscle force for a sit-to-stand task, *J. Biomech*. 45 (2012) 699–705. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.11.054>.
- [9] A. Cerrito, L. Bichsel, L. Radlinger, S. Schmid, Reliability and validity of a smartphone-based application for the quantification of the sit-to-stand movement in healthy seniors, *Gait Posture*. 41 (2015) 409–413. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.001>.
- [10] M.H.M. Chan, D.T.F. Keung, S.Y.T. Lui, R.T.H. Cheung, A validation study of a smartphone application for functional mobility assessment of the elderly, *Hong Kong Physiother. J*. 35 (2016) 1–4. <https://doi.org/10.1016/j.hkpj.2015.11.001>.
- [11] J. Mendes, T.F. Amaral, N. Borges, A. Santos, P. Padrão, P. Moreira, C. Afonso, R. Negrão, Handgrip strength values of Portuguese older adults: a population based study, *BMC Geriatr*. 17 (2017) 191. <https://doi.org/10.1186/s12877-017-0590-5>.
- [12] T. Yamada, S. Demura, K. Takahashi, Center of gravity transfer velocity during sit-to-stand is closely related to physical functions regarding fall experience of the elderly living in community dwelling, *Health (Irvine. Calif)*. 5 (2013) 2097–2103. <https://doi.org/10.4236/health.2013.512286>.
- [13] C. Viecelli, D. Graf, D. Aguayo, E. Hafen, R.M. Fuchslin, Using smartphone accelerometer data to obtain scientific mechanical-biological descriptors of resistance exercise training, *PLoS One*. 15 (2020) e0235156. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0235156>.
- [14] A. Atrsaei, F. Dadashi, C. Hansen, E. Warmerdam, B. Mariani, W. Maetzler, K. Aminian, Postural transitions detection and characterization in healthy and patient populations using a single waist sensor, *J. Neuroeng. Rehabil*. 17 (2020) 70. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00692-4>.

- [15] E. Stack, V. Agarwal, R. King, M. Burnett, F. Tahavori, B. Janko, W. Harwin, A. Ashburn, D. Kunkel, Identifying balance impairments in people with Parkinson's disease using video and wearable sensors, *Gait Posture*. 62 (2018) 321–326. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.03.047>.
- [16] D.L. Marques, H.P. Neiva, I.M. Pires, E. Zdravevski, M. Mihajlov, N.M. Garcia, J.D. Ruiz-Cárdenas, D.A. Marinho, M.C. Marques, An Experimental Study on the Validity and Reliability of a Smartphone Application to Acquire Temporal Variables during the Single Sit-to-Stand Test with Older Adults, *Sensors*. 21 (2021) 2050. <https://doi.org/10.3390/s21062050>.
- [17] A.K. Bourke, E.A.F. Ihlen, R. Bergquist, P.B. Wik, B. Vereijken, J.L. Helbostad, A Physical Activity Reference Data-Set Recorded from Older Adults Using Body-Worn Inertial Sensors and Video Technology-The ADAPT Study Data-Set, *Sensors (Basel)*. 17 (2017) 559. <https://doi.org/10.3390/s17030559>.
- [18] D.A. Winter, Signal Processing, in: *Biomech. Mot. Control Hum. Mov.*, 4th ed., John Wiley & Sons, New Jersey, 2009: pp. 14–44.
- [19] Z. Gandomkar, F. Bahrami, Method to classify elderly subjects as fallers and non-fallers based on gait energy image, *Healthc. Technol. Lett.* 1 (2014) 110–114. <https://doi.org/https://doi.org/10.1049/htl.2014.0065>.
- [20] Y. Nan, N.H. Lovell, S.J. Redmond, K. Wang, K. Delbaere, K.S. van Schooten, Deep Learning for Activity Recognition in Older People Using a Pocket-Worn Smartphone, *Sensors (Basel)*. 20 (2020) 7195. <https://doi.org/10.3390/s20247195>.
- [21] T.K. Koo, M.Y. Li, A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research, *J. Chiropr. Med.* 15 (2016) 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>.
- [22] D.L. Marques, H.P. Neiva, D.A. Marinho, M.C. Marques, Novel Resistance Training Approach to Monitoring the Volume in Older Adults: The Role of Movement Velocity, *Int. J. Environ. Res. Public Health*. 17 (2020) 7557. <https://doi.org/10.3390/ijerph17207557>.
- [23] J.M. Bland, D.G. Altman, Measuring agreement in method comparison studies, *Stat. Methods Med. Res.* 8 (1999) 135–160. <https://doi.org/10.1177/096228029900800204>.
- [24] W.G. Hopkins, S.W. Marshall, A.M. Batterham, J. Hanin, Progressive statistics

- for studies in sports medicine and exercise science, *Med Sci Sport. Exerc.* 41 (2009) 3–12. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>.
- [25] H.C.W. de Vet, C.B. Terwee, L.B. Mokkink, D.L. Knol, *Measurement in Medicine: A Practical Guide*, Cambridge University Press, Cambridge, 2011. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511996214>.
- [26] P. Schober, C. Boer, L.A. Schwarte, Correlation Coefficients: Appropriate Use and Interpretation, *Anesth. Analg.* 126 (2018). <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000002864>.
- [27] W.N. Arifin, Sample size calculator (Version 2.0) [Spreadsheet file], (2017). https://wnarifin.github.io/ssc_excel.html.
- [28] W.G. Hopkins, Measures of Reliability in Sports Medicine and Science, *Sport. Med.* 30 (2000) 1–15. <https://doi.org/10.2165/00007256-200030010-00001>.
- [29] G. Duthie, D. Pyne, S. Hooper, The reliability of video based time motion analysis, *J. Hum. Mov. Stud.* 44 (2003) 259–272.
- [30] A.H.K. Montoye, J.R. Mitrzyk, M.J. Molesky, Comparative Accuracy of a Wrist-Worn Activity Tracker and a Smart Shirt for Physical Activity Assessment, *Meas. Phys. Educ. Exerc. Sci.* 21 (2017) 201–211. <https://doi.org/10.1080/1091367X.2017.1331166>.