

Avaliação do equilíbrio postural através do Teste de Integração Sensorial Modificado em uma população de não-caidores

Assessment of postural balance using the Modified Sensory Integration Test in a population of non-fallers

Thiago Michell Santos Gois¹, Eduardo Luis de Aquino Neves¹

RESUMO

O equilíbrio postural estático depende da integração das aferências sensoriais de diversos sistemas. A perda desse controle postural aumenta o risco de quedas. **Objetivo:** Avaliar o equilíbrio postural através da medida da oscilação em graus durante o Teste Clínico de Integração Sensorial e Equilíbrio modificado (mCTSIB) em indivíduos não-caidores. **Métodos:** Estudo observacional transversal. Cento e sete indivíduos foram submetidos ao mCTSIB em três tipos de superfície com a mensuração da oscilação por meio de um smartphone fixo ao tronco. O desempenho no teste foi medido pela oscilação média e máxima do tronco, em graus. Análises de correlação, regressão, ANOVA e curvas ROC foram realizadas, dividindo o grupo em adultos jovens e adultos mais velhos. **Resultados:** A oscilação foi afetada pela superfície de apoio e pela privação da visão ($p < 0,0001$). O desempenho no teste é pior em adultos mais velhos e o risco de quedas cresce em 6% a cada aumento de 1 ano na idade (IC 95%: 1,02-1,10). As variáveis de média de oscilação total no teste e de média de oscilação com os olhos abertos apresentaram valores de corte com boa sensibilidade e especificidade para prever o risco de quedas. **Conclusão:** A aplicação do mCTSIB com avaliação da oscilação medida em graus através de uso de dispositivo móvel forneceu uma avaliação objetiva e quantitativa do equilíbrio postural que pode ser utilizada em âmbito ambulatorial como ferramenta de baixo custo, fácil aplicação e alta acessibilidade a fim de discriminar o risco de quedas.

Palavras-chaves: Equilíbrio Postural, Idosos, Acidentes por Quedas, Smartphone

ABSTRACT

Postural static balance relies on the integration of sensory inputs from various systems. Loss of this postural control increases the risk of falls. **Objective:** Assessing postural balance by measuring oscillation in degrees using the Clinical Test of Sensory Integration and modified Balance (mCTSIB) in non-faller individuals. **Methods:** Cross-sectional observational study. One hundred and seven individuals underwent mCTSIB on three types of surfaces with oscillation measured using a smartphone fixed to the trunk. Test performance was measured by mean and maximum trunk oscillation in degrees. Correlation, regression, ANOVA, and ROC curve analyses were performed, dividing the group into young adults and older adults. **Results:** Oscillation was affected by support surface and visual deprivation ($p < 0.0001$). Test performance was worse in older adults, with a 6% increase in fall risk for every 1-year increase in age (95% CI: 1.02-1.10). Mean total oscillation and mean oscillation with eyes open variables showed cut-off values with good sensitivity and specificity for predicting fall risk. **Conclusion:** Applying mCTSIB with oscillation measured in degrees using a mobile device provided an objective and quantitative assessment of postural balance suitable for outpatient settings as a low-cost, easy-to-apply, and highly accessible tool for discriminating fall risk.

Keywords: Postural balance, Aged, Accidental Falls, Smartphone

¹ Universidade Federal de Sergipe – UFS

Autor Correspondente

Thiago Michell Santos Gois
E-mail: thiago_gois4@outlook.com

Conflito de Interesses

Nada a declarar

Submetido: 08 junho 2024

Aceito: 25 junho 2024

Como citar

Gois TMS, Neves ELA. Avaliação do equilíbrio postural através do Teste de Integração Sensorial Modificado em uma população de não-caidores. Acta Fisiatr. 2024;31(2):73-80.

DOI: 10.11606/issn.23170190.v31i2a226101

ISSN 2317-0190 | Copyright © 2024 | Acta Fisiátrica
Instituto de Medicina Física e Reabilitação – HCFMUSP



Este trabalho está licenciado com uma licença
Creative Commons - Atribuição 4.0 Internacional

INTRODUÇÃO

O equilíbrio postural é a habilidade de manter o centro de massa corporal acima da sua base de apoio, mantendo a resultante nula de todas as forças aplicadas sobre ele.¹ Para o deslocamento e a realização das atividades da vida diária são necessários diversos mecanismos fisiológicos que envolvem vários sistemas e interação de forma complexa entre si.² O resultado dessa interação é o controle postural, expresso na capacidade de contrabalançar a relação entre o centro de gravidade e a base de apoio através de estratégias de controle do equilíbrio compensatórias e antecipatórias.^{3,4} Dessa forma, o controle postural depende, fundamentalmente, da integração das aferências sensoriais dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial.⁵⁻⁷ Nesse sentido, o sistema nervoso central integra todas essas informações e permite que exista um mecanismo de compensação, de maneira que a redução ou remoção de qualquer um dos três sistemas leva ao aumento da dependência das aferências sensoriais dos outros dois para a manutenção do equilíbrio.⁴ Portanto, qualquer alteração ou diminuição da função dos sistemas vestibular,⁸ visual⁹ ou somatossensorial⁴ está relacionado ao maior risco de quedas em populações de adultos mais velhos.

O controle postural, portanto, resulta de uma complexa interação entre diversos sistemas sensoriais e o aparato musculoesquelético, conectados pelo sistema nervoso central, responsável pela elaboração de estratégias adaptativas para evitar a queda.¹⁰ Essa interação é alcançada através da coordenação de inúmeros subcomponentes relacionados a organização sensorial, às limitações biomecânicas e às ativações motoras.¹¹ Dessa forma, para uma avaliação clínica ideal do equilíbrio postural, as medidas de análise devem abranger as capacidades funcionais de controle do equilíbrio, ser confiáveis e validadas, apresentar uma boa sensibilidade e especificidade para anormalidades do equilíbrio e, além disso, ter fácil aplicação e baixo custo.^{11,12}

O Clinical Test of Sensory Interaction and Balance (CTSIB) modificado é de baixo custo e de fácil aplicação por não depender de equipamentos sofisticados, podendo ser aplicado a beira leito.¹² Foi inicialmente elaborado para avaliar a integração e interrelação entre os diferentes sistemas sensoriais na manutenção do equilíbrio.¹³ Estudos mostraram pior desempenho no CTSIB em indivíduos com vestibulopatia.^{11,14}

Pesquisas recentes têm mostrado a possibilidade do uso dos dispositivos móveis como método de mensuração do controle postural.¹⁵⁻¹⁷ Contudo, ainda não existem estudos disponíveis até esse momento que definam com acurácia os níveis de oscilação em graus na aplicação do CTSIB modificado entre os não-caidores. Por essa perspectiva, o presente estudo trouxe uma nova forma de avaliar o equilíbrio postural, medindo a oscilação do corpo em graus, com o uso de smartphone fixado ao tronco. Portanto, as hipóteses do nosso estudo são que a medida em graus da oscilação do tronco, por meio do smartphone, é uma ferramenta com potencial de avaliar o risco de quedas durante o CTSIB modificado; a mudança de superfície durante o CTSIB modificado oferece maior oscilação do tronco e, portanto, para manter o equilíbrio postural, os indivíduos dependem mais do sistema vestibular; há uma maior probabilidade de quedas diretamente relacionada ao grau de oscilação do tronco; existe uma relação diretamente proporcional entre a idade e a oscilação do tronco, medida em graus, nos indivíduos estudados.

Este estudo faz parte do grupo de pesquisa do Ambulatório de Diagnóstico e Prevenção de quedas, do Hospital Universitário de

Sergipe da Universidade Federal de Sergipe (UFS).

OBJETIVO

O objetivo geral desse estudo foi avaliar o equilíbrio postural através da medida da oscilação em graus durante o Teste Clínico de Integração Sensorial e Equilíbrio modificado (mCTSIB) em indivíduos não-caidores.

Os objetivos específicos foram avaliar o desempenho de indivíduos não-caidores no teste mCTSIB em condições distintas de superfície e nas condições olhos abertos e olhos fechados; avaliar a diferença do desempenho no teste entre os indivíduos com queda durante a realização do teste mCTSIB em relação aos indivíduos sem queda; estabelecer valores de parâmetros de oscilação do tronco em indivíduos não-caidores no teste mCTSIB.

MÉTODO

Indivíduos

Foi realizado um estudo observacional transversal com seleção dos participantes por amostragem de conveniência realizado nos ambulatórios do Hospital Universitário de Sergipe. A amostra foi composta por 107 indivíduos, não-caidores, igualmente distribuídos entre sexo e idade, que atenderam aos critérios de inclusão: idade entre 18 e 80 anos, habilidade de ficar de pé e caminhar independentemente sem o uso de dispositivos de auxílio, ausência de histórico de quedas nos últimos 2 anos e ausência de histórico de distúrbios neurológicos. Foram excluídos do estudo quaisquer indivíduos que apresentaram distúrbios de marcha, uso de prótese, histórico de labirintite, sinais ou sintomas de vertigem, de nistagmo ou de cegueira e doenças musculoesqueléticas ou neuropatias que afetam o equilíbrio.

Procedimentos

O teste clínico de interação sensorial e equilíbrio modificado (mCTSIB)¹² foi aplicado na amostra do estudo para avaliação do equilíbrio. Foi solicitado aos participantes que mantivessem uma postura de pé estável com os pés juntos, descalços, e os braços mantidos ao lado do corpo junto ao tronco, sob 6 condições: (I) com os olhos abertos ficando de pé sobre o chão, (II) com os olhos fechados ficando de pé sobre o chão, (III) com os olhos abertos ficando de pé sobre a almofada de espuma de 5cm, (IV) com os olhos fechados ficando de pé sobre a almofada de espuma de 5cm, (V) com os olhos abertos ficando de pé sobre a almofada de espuma de 8cm, e (VI) com os olhos fechados ficando de pé sobre a almofada de espuma de 8cm. Cada participante realizou as seis condições por apenas uma vez na primeira aplicação do teste. Cada condição durou, no máximo, 30 segundos. Dos participantes que realizaram o teste, foi escolhida uma amostra aleatória de indivíduos para uma nova aplicação do teste, sendo essa segunda aplicação o reteste. Após um intervalo temporal de uma semana, foi realizada a aplicação do reteste em 23 participantes.

Foram confeccionadas duas almofadas de espuma para a realização das condições (III), (IV), (V) e (VI). As dimensões utilizadas foram de 50 x 40 x 5cm e 50 x 40 x 8cm, ambas com densidade de 45 Kg.m⁻³.

Para mensuração da oscilação do tronco, foi utilizado o aplicativo Nível, versão 3.31, desenvolvido pela Nixgame e lançado em 30 de maio de 2015 para dispositivos móveis, disponível para os

sistemas Android e Huawei. Antes da realização do teste, em cada uma das seis condições supracitadas, um smartphone foi fixado junto ao tronco do participante, por meio de um suporte, de modo que durante a posição de pé sobre o chão, mantendo a estabilidade, a medição de nível pelo aplicativo Nível atinja 0°. Dessa maneira, durante a realização do teste nas seis condições distintas, o nível de oscilação do tronco foi medido em graus, sendo registrada a oscilação máxima em cada condição testada.

Tamanho da amostra

O cálculo do tamanho da amostra a fim de analisar a diferença entre o grupo de indivíduos divididos por faixa etária (adultos jovens e adultos mais velhos), foi realizado considerando o poder de 80% e tamanho do efeito de 0,42, com $\alpha = 0,05$. Assim, foi determinado um número mínimo de 24 sujeitos por grupo.

Estatística

As características demográficas foram analisadas usando estatística descritiva. O teste de Shapiro-Wilk verificou a normalidade dos dados. Para avaliar o efeito da oscilação do tronco nas seis condições e diferenças entre tipos de superfície, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis, seguido por análise post hoc de Dunn. O efeito da idade no desempenho foi analisado com ANOVA de duas vias, dividindo os participantes em grupos etários. A associação entre altura, peso, IMC, superfície corporal ou idade e oscilação foi avaliada com coeficientes de correlação de Pearson e Spearman. A relação entre idade e ocorrência de quedas foi investigada com análise de regressão logística. As diferenças entre sexos foram avaliadas com ANOVA de duas vias e testes múltiplos de Mann-Whitney. O teste T de Student e Mann-Whitney

compararam grupos com “quedas” e sem “quedas”.

A análise da curva ROC estabeleceu valores de corte para maior risco de queda. O coeficiente alfa de Cronbach foi usado para calcular a confiabilidade das condições do teste, analisando a consistência interna entre teste e reteste. O nível de significância foi definido em valor-p < 0,05. A análise foi realizada usando GraphPad Prism versão 10.2.1 para Windows, GraphPad Software.

Aspectos éticos

A pesquisa envolvendo seres humanos foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Sergipe sob o parecer nº 6.132.486. Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) com garantia de recusa a qualquer momento, sem sofrer qualquer dano e, somente após isso, houve a coleta de dados.

RESULTADOS

Cento e sete indivíduos participaram do estudo, dentre os quais 82 (76,6%) pertenciam a faixa etária com idade menor que 60 anos e 25 (23,4%) pertenciam a faixa etária com idade maior que 60 anos. Nenhum participante do estudo possuía condição clínica que pudesse afetar o equilíbrio. Todos os participantes eram não-caidores, ou seja, sem histórico de quedas nos últimos 2 anos. As características demográficas e o desempenho no teste dos participantes estão resumidos (Tabela 1). Os resultados da análise de confiabilidade mostraram que há uma consistência satisfatória entre as medidas de oscilação do teste e as medidas do reteste. Na condição I, o valor do alfa de Cronbach resultou em 0,73; na condição II, 0,87; na condição III, 0,90; na condição IV, 0,95 e na condição VI, 0,96.

Tabela 1. Características demográficas e desempenho comparativo no teste em todos os participantes e nos grupos de cada faixa etária apresentados por média e desvio padrão

Variáveis	Todos (n= 107)	Faixa etária < 60 anos (n= 82)	Faixa etária > 60 anos (n= 25)	Valor-p		
Idade (anos)	43,4 ± 18	35,44 ± 11,88	69,44 ± 5,92	< 0,0001	****	
Peso (Kg)	71,7 ± 15,1	72,38 ± 14,96	69,64 ± 15,58	0,3982	ns	
Altura (m)	1,64 ± 0,09	1,66 ± 0,08	1,60 ± 0,08	0,0134	*	
Superfície corpórea (m ²)	1,80 ± 0,22	1,82 ± 0,21	1,75 ± 0,22	0,21	ns	
IMC (Kg/m ²)	26,4 ± 4,9	26,30 ± 4,94	26,8 ± 4,88	0,4878	ns	
Sexo (%)	Masculino	46,7	43,9	56		
	Feminino	53,3	56,1	44		
Queda durante o teste? (%)	Não	86,92	91,46	68		
	Sim	13,08	8,54	32		
Oscilação total do teste (graus)	1,20 ± 0,55	1,12 ± 0,52	1,46 ± 0,58	0,0106	*	
Oscilações realizadas com olhos abertos no teste (graus)	0,76 ± 0,48	0,68 ± 0,42	1,0 ± 0,59	0,0114	*	
Oscilação por condição testada (graus)	I	0,36 ± 0,43	0,35 ± 0,42	0,38 ± 0,46	0,9375	ns
	II	0,68 ± 0,71	0,67 ± 0,72	0,72 ± 0,67	0,6214	ns
	III	0,84 ± 0,62	0,85 ± 0,63	0,81 ± 0,61	0,9096	ns
	IV	1,81 ± 1,02	1,80 ± 1,06 ^a	1,80 ± 0,87 ^c	0,4841	ns
	V	1,07 ± 0,67	1,10 ± 1,07	0,98 ± 0,69	0,4738	ns
	VI	2,58 ± 1,27	2,67 ± 1,22 ^b	2,20 ± 1,42 ^d	0,0586	ns
Variação de oscilação percentual olhos fechados - olhos abertos (Δ0%)	Solo	43,38 ± 70,85	44,64 ± 76,46	39,24 ± 49,16	0,8677	ns
	Espuma 5cm	111,3 ± 99,61	111,3 ± 108,5 ^a	111,3 ± 62,59 ^c	0,4068	ns
	Espuma 8cm	154,4 ± 115,5	158,7 ± 108,3 ^b	137,7 ± 142,5 ^d	0,226	ns
TOTAL	137,3 ± 127,8	136,5 ± 128,6	139,9 ± 127,8	0,6556	ns	

Legenda: n: número; ns: não significante; %: porcentagem; Kg: quilograma; IMC: índice de massa corpórea; m: metro; cm: centímetro; m²: metro quadrado; Kg/m²: quilograma por metro quadrado; Δ0%: variação de oscilação percentual. **Nota:** Visto não terem sido contabilizados os participantes com “queda” no teste para determinação da oscilação média, alguns subgrupos tiveram seu tamanho reduzido para a análise, devendo ser levado em consideração na interpretação dos resultados. ^a n= 78; ^b n= 74; ^c n= 23; ^d n= 19

Na análise da associação entre a idade de cada indivíduo e a oscilação em cada condição testada, houve uma correlação linear fraca significativa na condição com os olhos abertos sobre a espuma de 8 cm (V) ($r = 0,2506$, $p = 0,0092$). Contudo, não houve correlação linear significativa entre a idade e as demais condições testadas. Além disso, não houve correlação linear entre as oscilações por condição testada e o peso, a altura, o IMC ou a superfície corporal. De forma semelhante, não houve correlação linear significativa entre o $\Delta O\%$ total do teste e as variáveis de idade, peso, a altura, o IMC ou a superfície corporal.

Ao realizar uma análise de regressão logística entre a idade e a ocorrência de quedas, foi visto que a idade dos participantes estava significativamente associada a probabilidade de "queda" durante o teste ($p = 0,0017$). Para cada aumento de 1 ano na idade, as chances de ocorrência de uma queda aumentaram em 6% (OR= 1,06, IC 95%: 1,02-1,10), de modo que a idade na qual foi estimado 50% na probabilidade de quedas foi de 82,72 anos.

A oscilação do tronco foi significativamente afetada pelas seis diferentes condições testadas ($p < 0,0001$). Houve diferença entre as condições realizadas com os olhos fechados em comparação com as condições realizadas com os olhos abertos analisando separadamente quanto ao tipo de superfície, sendo significativa sobre as espumas de 5cm ($p < 0,0001$) e de 8cm ($p < 0,0001$), exceto sobre o solo ($p = 0,6863$) (Figura 1).

Quando comparamos a média de oscilação do teste entre todas as condições com olhos fechados (II, IV e VI) e todas as condições com os olhos abertos (I, III e V) houve diferença significativa entre ambas ($p < 0,0001$).

Uma das análises de desempenho no teste avaliou a variação percentual de oscilação com olhos fechados em comparação com olhos abertos em diferentes superfícies, denotada por $\Delta O\%$. Essa variação foi calculada pela razão da diferença entre a oscilação com olhos fechados e abertos, dividida pela oscilação com olhos abertos, multiplicada por 100. Dessa forma, houve diferen-

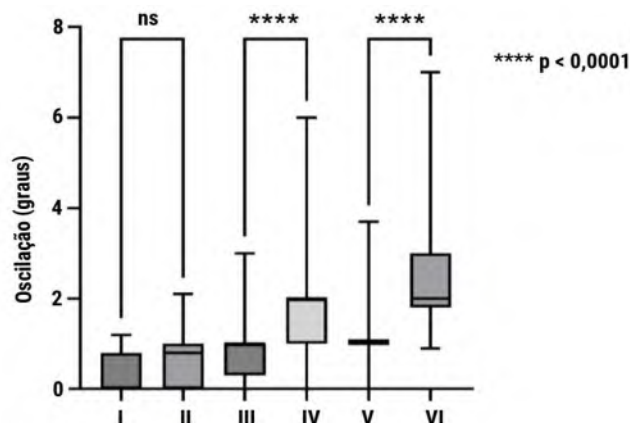


Figura 1. Gráfico Boxplot da distribuição dos valores de oscilação em graus por condição testada em todos os indivíduos

ça significativa entre a $\Delta O\%$ do solo e a $\Delta O\%$ da espuma de 5cm ($p < 0,0001$), assim como entre a $\Delta O\%$ do solo e a $\Delta O\%$ da espuma de 8cm ($p < 0,0001$), entretanto não houve diferença significativa na comparação entre a $\Delta O\%$ da espuma de 5cm e o $\Delta O\%$ da espuma de 8 cm ($p > 0,9999$). Ao comparar a média da oscilação do teste realizado sobre o solo (I e II) com a média de oscilação do teste realizado sobre a espuma de 5cm (III e IV) e a espuma de 8cm (V e VI), houve diferença significativa da oscilação quando comparado os três tipos de superfície ($F(2, 301) = 85,93$, $p < 0,0001$), com maior oscilação diretamente proporcional à espessura da espuma.

Quando comparada as oscilações em cada condição testada entre os participantes do sexo masculino e do sexo feminino, há efeito do sexo na oscilação entre os grupos ($F(1,609) = 18,87$, $p < 0,0001$), porém sem efeito na oscilação da interação entre o sexo e a condição testada ($F(5,609) = 0,5929$, $p = 0,07055$). Essas comparações estão documentadas na Tabela 2.

Tabela 2. Características demográficas e desempenho comparativo no teste entre os participantes do sexo feminino e do sexo masculino apresentados por média e desvio padrão

Variáveis	Sexo feminino (n= 57)	Sexo masculino (n= 50)	Valor-p	
Idade (anos)	42,47 ± 16,69	44,42 ± 19,54	0,7759	ns
Peso (Kg)	66,42 ± 11,79	77,80 ± 16,21	0,0001	***
Altura (m)	1,59 ± 0,06	1,71 ± 0,07	< 0,0001	****
Superfície corpórea (m ²)	1,71 ± 0,16	1,91 ± 0,22	< 0,0001	****
IMC (Kg/m ²)	26,26 ± 4,73	26,60 ± 5,15	0,8826	ns
Oscilação total do teste (graus)	1,1 ± 0,53	1,33 ± 0,56	0,0457	*
Oscilações realizadas com olhos abertos no teste (graus)	0,73 ± 0,45	0,79 ± 0,52	0,9285	ns
Oscilação por condição testada (graus)				
I	0,27 ± 0,39	0,46 ± 0,45	0,018	*
II	0,62 ± 0,67	0,75 ± 0,74	0,3623	ns
III	0,66 ± 0,57	1,05 ± 0,62	0,0019	**
IV	1,67 ± 0,79 ^a	1,96 ± 1,22 ^c	0,2983	ns
V	0,96 ± 0,72	1,20 ± 0,60	0,023	*
VI	2,35 ± 1,15 ^b	2,81 ± 1,33 ^d	0,0761	ns
Variação de oscilação percentual olhos fechados-olhos abertos ($\Delta O\%$)				
Solo	30,64 ± 61,57	59,9 ± 78,01	0,0595	ns
Espuma 5cm	106,1 ± 88,1 ^e	117,2 ± 112,1 ^g	0,9957	ns
Espuma 8cm	159,0 ± 117,5 ^f	149,1 ± 114,4 ^h	0,5617	ns
Total	161,6 ± 142,2	104,5 ± 95,16	0,0203	*

Legenda: n: número; ns: não significante; %: porcentagem; Kg: quilograma; IMC: índice de massa corpórea; m: metro; cm: centímetro; m²: metro quadrado; Kg/m²: quilograma por metro quadrado; $\Delta O\%$: variação de oscilação percentual. **Nota:** Visto não haverem sido contabilizados os participantes com "queda" no teste para determinação da oscilação média, alguns subgrupos tiveram seu tamanho reduzido, devendo ser levado em consideração na análise dos resultados. ^a n= 55; ^b n= 52; ^c n= 46; ^d n= 40; ^e n= 54; ^f n= 50; ^g n= 47; ^h n= 43

Quatorze participantes (13,08%) perderam o equilíbrio durante a realização do teste e necessitaram de intervenção do aplicador, sendo considerados como "queda" na realização do teste, dentre os quais oito possuíam mais de 60 anos, representando 32% do grupo de adultos mais velhos e sete possuíam menos de 60 anos, representando, aproximadamente, 8,5% do grupo de adultos jovens. Daqueles que tiveram "queda", 8 perderam o equilíbrio apenas na condição VI e 6 perderam o equilíbrio em ambas as condições IV e VI.

Houve diferença significativa na oscilação entre o grupo com "queda" e sem "queda" ($F(1,519) = 65,33, p < 0,0001$). As características desses participantes estão detalhadas separadamente na (Tabela 3).

A análise das curvas ROC em cada variável de oscilação entre os subgrupos com "queda" e sem "queda" está apresentada na (Tabela 4). Foram estimados valores de AUC com boa capacidade discriminativa para o risco de queda durante o mCTSIB que podem ser usados na aplicação do teste na prática clínica.

Tabela 3. Características demográficas e desempenho no teste comparativo entre o grupo de participantes com "queda" durante o teste e o grupo de participantes sem "queda" durante o teste apresentados por média e desvio padrão

Variáveis	Participantes com "queda" durante o teste (n= 14)	Participantes sem "queda" Durante o teste (n= 93)	Valor-p	
Idade (anos)	58,86 ± 17,88	41,05 ± 16,94	0,0012	**
Peso (Kg)	72,36 ± 18,32	71,65 ± 14,65	0,9763	ns
Altura (m)	1,65 ± 0,06	1,64 ± 0,09	0,915	ns
Superfície corpórea (m ²)	1,81 ± 0,24	1,80 ± 0,21	0,9238	ns
IMC (Kg/m ²)	26,49 ± 5,89	26,41 ± 4,78	0,9727	ns
Sexo (%)				
Masculino	50	46,23		
Feminino	50	53,76		
Oscilação total do teste (graus)	1,53 ± 0,48	1,15 ± 0,55	0,0025	**
Oscilações realizadas com olhos abertos no teste (graus)	1,36 ± 0,47	0,66 ± 0,42	< 0,0001	****
Oscilação por condição testada (graus)				
I	0,91 ± 0,27	0,28 ± 0,38	< 0,0001	****
II	1,43 ± 0,64	0,57 ± 0,65	< 0,0001	****
III	1,43 ± 0,76	0,75 ± 0,55	0,0007	***
IV	2,50 ± 1,51 ^a	1,74 ± 0,95	0,0957	ns
V	1,75 ± 0,82	0,97 ± 0,59	0,0002	***
VI	-	2,58 ± 1,27		
Varição de oscilação percentual olhos fechados-olhos abertos (Δ 0%)				
Solo	54,08 ± 49,86	42,84 ± 73,68	0,34	ns
Espuma 5cm	125,0 ± 46,29 ^a	110,1 ± 103,0	0,3192	ns
Espuma 8cm	-	154,4 ± 115,5		

Legenda: n: número; ns: não significante; %: porcentagem; Kg: quilograma; IMC: índice de massa corpórea; m: metro; cm: centímetro; m²: metro quadrado; Kg/m²: quilograma por metro quadrado; Δ 0%: variação de oscilação percentual. **Nota:** Visto não haverem sido contabilizados os participantes com "queda" no teste para determinação da oscilação média, alguns subgrupos tiveram seu tamanho reduzido, devendo ser levado em consideração na análise dos resultados. ^a n= 8

Tabela 4. Valores de corte com sensibilidade e especificidade por variáveis do teste em todos os indivíduos para determinar a probabilidade de queda estabelecidos por curva ROC

Variáveis	Valor de corte (graus)	Sensibilidade (%)	Especificidade (%)	AUC	IC 95%	Valor-p	
I	0,95	85,71	88,17	0,881	0,78-0,98	< 0,0001	****
II	0,95	92,86	63,44	0,8195	0,71-0,93	< 0,0001	****
III	0,95	92,86	45,16	0,7608	0,62-0,90	0,0017	**
IV	1,95	87,5	49,46	0,6741	0,51-0,84	0,1034	ns
V	1,95	57,14	90,32	0,775	0,64-0,91	0,0009	***
Média de oscilação total do teste	1,185	85,71	63,44	0,745	0,62-0,87	0,0032	**
Média das oscilações realizadas com olhos abertos no teste	0,98	92,86	80,65	0,8925	0,81-0,97	< 0,0001	****

Legenda: ns: não significante; %: porcentagem; AUC: área sob a curva (area under curve); IC: intervalo de confiança

DISCUSSÃO

Este é o primeiro estudo em que foi proposta uma nova forma de avaliar o equilíbrio postural a partir da oscilação quantitativa oscilométrica do tronco em graus com o uso de dispositivo móvel. Estudos recentes avaliaram o equilíbrio a partir do uso de

aplicativos móveis com a medida de acelerometria, revelando a utilização dos smartphones como uma ferramenta válida na identificação de instabilidade postural e do risco de quedas.¹⁵⁻¹⁷

Os resultados obtidos neste estudo demonstraram que a oscilação do tronco foi significativamente afetada pela superfície de apoio e pela visão. Houve diferença entre as seis

condições distintas testadas, assim como entre os três tipos de superfície e entre o desempenho do teste realizado com os olhos fechados em comparação quando realizado com os olhos abertos, em concordância com a literatura atual.

No solo, a privação visual não resultou em impacto na oscilação, contudo, sobre ambas as espumas de 5cm e 8cm de espessura, houve uma pior performance nas condições em que o indivíduo se mantinha com os olhos fechados em comparação com os olhos abertos, corroborado por outros estudos.^{12,18,19} A elevação do centro de massa aumenta a instabilidade postural.²⁰

Isso foi visto no nosso estudo, de forma que o desempenho dos indivíduos sobre a espuma de 8cm foi pior em relação à espuma de 5cm, independentemente do fator visual, evidenciando que a altura da espuma foi significativa para as medidas de oscilação. Esse aspecto pode acrescentar maior sensibilidade ao teste.

Outros autores conduziram estudos avaliando a diferença entre espumas de diferentes propriedades de densidade, complacência e elasticidade,²¹⁻²³ entretanto, não haviam pesquisas que mostrassem o impacto de espumas de mesmo material com espessuras diferentes. Além disso, a interação entre a visão e o tipo de superfície resultou em aumento da oscilação, de forma que a variação de oscilação percentual entre olhos fechados e olhos abertos ($\Delta O\%$) cresceu diretamente proporcional à instabilidade da superfície.

Há impacto da idade nos testes de oscilação postural.^{12,18,19} Nosso estudo confirmou essa ideia, evidenciando um pior desempenho dos indivíduos mais velhos no teste em comparação aos mais jovens. A idade dos participantes foi significativamente associada à probabilidade de queda durante o teste. No entanto, ao analisar cada condição testada separadamente, não houve diferença nas oscilações entre os grupos etários, e a variação percentual de oscilação com olhos fechados comparada com olhos abertos ($\Delta O\%$) foi semelhante entre os grupos. Isso pode ser explicado pelo fato de que os jovens suportam níveis mais altos de oscilação sem cair, enquanto adultos mais velhos tendem a cair com menor oscilação, possivelmente devido à perda de mecanismos de prevenção de quedas com a idade. Estudos prévios comprovaram a maior tendência à perda do equilíbrio em indivíduos mais velhos relacionada a fatores como deterioração da função muscular e alteração dos circuitos neurais,^{24,25} perda dos mecanismos antecipatórios e compensatórios³ e alterações na função visual.²⁶

Berger et al.²⁷ mostraram que indivíduos mais baixos necessitam de maiores respostas compensatórias. Chiari et al.²⁸ a partir de um estudo de parâmetros estabilométricos, demonstraram que a quantificação da oscilação é dependente da altura e do peso. Outros estudos mostraram o aumento da oscilação postural relacionado ao IMC elevado.^{29,30} Entretanto, algumas pesquisas não revelam associação da oscilação com altura ou peso.^{31,32} Nossos achados não evidenciaram correlação, e isso pode ser atribuído a três principais fatores: 1) a limitação do tamanho da amostra, 2) a forma de medida da oscilação, visto que em nenhum dos estudos anteriores houve a mensuração da oscilação postural em graus e 3) um baixo grau de variabilidade dos dados dentro de cada conjunto de variáveis.

Homens e mulheres apresentaram diferentes valores de oscilação no teste. No nosso estudo, foi evidenciado que, no teste, os homens têm maiores níveis de oscilação, porém as mulheres apresentam uma maior variação da oscilação quando fecham os olhos. Deve ser levado em consideração, ainda, que

os participantes do sexo masculino eram mais altos, possuíam maior peso e maior superfície corporal em relação aos participantes do sexo feminino. Quanto ao impacto do sexo na oscilação postural, não há um consenso na literatura. Nakagawa et al.³³ não evidenciaram diferenças entre o sexo no equilíbrio aferido por teste de estabilidade postural. Ghram et al.,³⁴ Moran et al.³⁵ e Puszczalowska-lizis et al.³⁶ revelaram diferenças entre os sexos, com uma melhor performance das mulheres em comparação com os homens na estabilidade postural. De outra forma, Reynard et al.³² reportaram que as mulheres tenderam a oscilar mais que os homens. É extremamente citado na literatura que existe um maior risco de quedas com o aumento da idade,^{37,38} assim como os níveis de oscilação postural são indicadores desse risco.³⁹⁻⁴¹

Nosso estudo foi consistente a essa perspectiva, de maneira em que os participantes com “queda” no teste foram significativamente mais velhos em comparação com aqueles que não apresentaram “queda”. O subgrupo com “queda” apresentou níveis maiores na média de oscilação total no teste e na média de oscilações das condições realizadas com olhos abertos, demonstrando que ambas variáveis foram possíveis preditoras para a identificação daqueles indivíduos que perderam o equilíbrio.

Ademais, nos subgrupos com “queda” e sem “queda” não houveram diferenças entre o peso, altura, superfície corpórea ou IMC. Isso é explicado de forma que 1) tais variáveis não apresentaram impacto significativo na oscilação que levassem à ocorrência de “queda” ou 2) o resultado pode ter sido limitado pelo tamanho da amostra de indivíduos que apresentaram “queda”. No estudo de Boonsinsukh et al.²¹, com uma amostra de 92 caidores e 92 não-caidores, não houve diferença significativa entre o peso, altura e IMC dos grupos, sendo consistente aos nossos achados. Estudos anteriores comprovaram que o CTSIB modificado pode ser utilizado como instrumento de identificação de indivíduos caidores.^{12,21,42} Dessa forma, nossos achados corroboraram essa perspectiva, de maneira que as curvas ROC obtidas a partir da análise entre os subgrupos com “queda” versus sem “queda” apresentaram bons valores de corte para predição de quedas.

Apesar dos resultados promissores, é importante reconhecer as limitações deste estudo. A amostra teve uma pequena quantidade de participantes. Além disso, os participantes foram restritos aos ambulatórios do Hospital Universitário de Sergipe, o que pode limitar a generalização dos resultados. A inclusão de participantes de diferentes contextos clínicos ou geográficos aliado a uma amostra com maior número de participantes poderia enriquecer a diversidade da amostra em futuras pesquisas. A forma de amostragem por conveniência pode ter acrescentado um viés de seleção e, por isso, deve ser um fator a ser levado em consideração. Ademais, o estudo teve um número maior de jovens do que adultos mais velhos, pois muitos idosos não preencheram os critérios de inclusão, e recrutar um número igual de jovens e idosos exigiria mais tempo do que o previsto.

Fatores como nível de atividade física, uso de medicamentos e o medo de cair, que podem influenciar o equilíbrio postural, não foram considerados neste estudo.

CONCLUSÃO

A aplicação do CTSIB modificado a partir da mensuração de oscilação com o uso de dispositivo móvel forneceu uma avaliação

objetiva e quantitativa do equilíbrio postural que pode, a partir de novos estudos, ser utilizada em âmbito ambulatorial como ferramenta de baixo custo, fácil aplicação e alta acessibilidade a fim de discriminar o risco de quedas. A utilização de superfícies diferentes influenciou na oscilação durante o teste. A associação entre a idade e a ocorrência de quedas durante o teste ressalta sua utilidade como indicador de risco.

Além disso, a utilização dos valores de corte como referência nos resultados do teste pode ser valiosa em futuras pesquisas que contrastem o grupo controle com grupos de indivíduos que possuem alterações do equilíbrio, e também na prática clínica como uma potencial ferramenta de triagem para identificar o risco de quedas.

REFERÊNCIAS

- EtkiŞimşek TT, Şimşek İE. Balance and postural control. *Comparative Kinesiology of the Human Body*, Elsevier. Academic Press. 2020:467-75. Doi: [10.1016/B978-0-12-812162-7.00026-6](https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812162-7.00026-6)
- Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*. 200;35Suppl2:ii7-ii11. Doi: [10.1093/ageing/af1077](https://doi.org/10.1093/ageing/af1077)
- Kaewmanee T, Liang H, Aruin AS. Effect of predictability of the magnitude of a perturbation on anticipatory and compensatory postural adjustments. *Exp Brain Res*. 2020;238(10):2207-2219. Doi: [10.1007/s00221-020-05883-y](https://doi.org/10.1007/s00221-020-05883-y)
- Simoneau G, Ulbrecht J, Derr J, Cavanagh P. Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait & Posture* 1995;3(3):115-22. Doi: [10.1016/0966-6362\(95\)99061-0](https://doi.org/10.1016/0966-6362(95)99061-0)
- Keyvanara M, Sadigh MJ, Meijer K, Esfahanian M. A model of human postural control inspired by separated human sensory systems. *Biocybernetics and Biomedical Engineering* 2021;41(1):255-64. Doi: [10.1016/j.bbe.2020.12.008](https://doi.org/10.1016/j.bbe.2020.12.008)
- Winter D. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture* 1995;3(4):193-214. Doi: [10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Sadiq B, Mahmood A. Physiological Based Motor Control of Postural Balance. 2019 International Conference on Electrical, Communication, and Computer Engineering (ICECCE), Swat, Pakistan: Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE); 2019:1-6. Doi: [10.1109/ICECCE47252.2019.8940766](https://doi.org/10.1109/ICECCE47252.2019.8940766)
- Politi L, Salerni L, Bubbico L, Ferretti F, Carucci M, Rubegni G, et al. Risk of falls, vestibular multimodal processing, and multisensory integration decline in the elderly-Predictive role of the functional head impulse test. *Front Neurol*. 2022;13:964017. Doi: [10.3389/fneur.2022.964017](https://doi.org/10.3389/fneur.2022.964017)
- Totilienė M, Uloza V, Lesauskaitė V, Damulevičienė G, Kregždytė R, Kaski D, et al. Impaired Subjective Visual Vertical and Increased Visual Dependence in Older Adults With Falls. *Front Aging Neurosci*. 2021;13:667608. Doi: [10.3389/fnagi.2021.667608](https://doi.org/10.3389/fnagi.2021.667608)
- Barollo F, Hassan M, Petersen H, Rigoni I, Ramon C, Gargiulo P, et al. Cortical Pathways During Postural Control: New Insights From Functional EEG Source Connectivity. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2022;30:72-84. Doi: [10.1109/TNSRE.2022.3140888](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2022.3140888)
- Horak FB. Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture* 1997;6(1):76-84. Doi: [10.1016/S0966-6362\(97\)00018-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00018-0)
- Cohen H, Blatchly CA, Gombash LL. A Study of the Clinical Test of Sensory Interaction and Balance. *Physical Therapy* 1993;73:346-51. Doi: <https://doi.org/10.1093/ptj/73.6.346>
- Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction of balance. Suggestion from the field. *Phys Ther*. 1986;66(10):1548-50. Doi: [10.1093/ptj/66.10.1548](https://doi.org/10.1093/ptj/66.10.1548)
- Herssens N, Verbecque E, McCrum C, Meijer K, van de Berg R, Saeys W, et al. A Systematic Review on Balance Performance in Patients With Bilateral Vestibulopathy. *Phys Ther*. 2020;100(9):1582-1594. Doi: [10.1093/ptj/pzaa08](https://doi.org/10.1093/ptj/pzaa08)
- Hsieh KL, Roach KL, Wajda DA, Sosnoff JJ. Smartphone technology can measure postural stability and discriminate fall risk in older adults. *Gait Posture*. 2019;67:160-165. Doi: [10.1016/j.gaitpost.2018.10.005](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.10.005)
- Hsieh KL, Sosnoff JJ. Smartphone accelerometry to assess postural control in individuals with multiple sclerosis. *Gait Posture*. 2021;84:114-119. Doi: [10.1016/j.gaitpost.2020.11.011](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.11.011)
- Pooranawatthanakul K, Siriphorn A. Testing the validity and reliability of a new android application-based accelerometer balance assessment tool for community-dwelling older adults. *Gait Posture*. 2023;104:103-108. Doi: [10.1016/j.gaitpost.2023.06.016](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.06.016)
- Ricci NA, Gonçalves DFF, Coimbra AM, Coimbra IB. Sensory interaction on static balance: a comparison concerning the history of falls of community-dwelling elderly. *Geriatr Gerontol Int*. 2009;9(2):165-71. Doi: [10.1111/j.1447-0594.2009.00516.x](https://doi.org/10.1111/j.1447-0594.2009.00516.x)
- Roman-Liu D. Age-related changes in the range and velocity of postural sway. *Arch Gerontol Geriatr*. 2018;77:68-80. Doi: [10.1016/j.archger.2018.04.007](https://doi.org/10.1016/j.archger.2018.04.007)
- Dounskaia N, Peterson D, Bruhns RP. Destabilization of the Upright Posture Through Elevation of the Center of Mass. *Ann Biomed Eng*. 2018;46(2):318-323. Doi: [10.1007/s10439-017-1957-7](https://doi.org/10.1007/s10439-017-1957-7)
- Boonsinsukh R, Khumnonchai B, Saengsirisuwan V, Chaikereee N. The effect of the type of foam pad used in the modified Clinical Test of Sensory Interaction and Balance (mCTSIB) on the accuracy in identifying older adults with fall history. *Hong Kong Physiother J*. 2020;40(2):133-143. Doi: [10.1142/S1013702520500134](https://doi.org/10.1142/S1013702520500134)
- Lee D, Kim H, An H, Jang J, Hong S, Jung S, et al. Comparison of postural sway depending on balance pad type. *J Phys Ther Sci*. 2018;30(2):252-257. Doi: [10.1589/jpts.30.252](https://doi.org/10.1589/jpts.30.252)
- Patel M, Fransson PA, Lush D, Gomez S. The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *Gait Posture*. 2008;28(4):649-56. Doi: [10.1016/j.gaitpost.2008.04.018](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.018)

24. Borzuola R, Giombini A, Torre G, Campi S, Albo E, Bravi M, et al. Central and Peripheral Neuromuscular Adaptations to Ageing. *J Clin Med.* 2020;9(3):741. Doi: [10.3390/jcm9030741](https://doi.org/10.3390/jcm9030741)
25. Larsson L, Degens H, Li M, Salviati L, Lee YI, Thompson W, et al. Sarcopenia: Aging-Related Loss of Muscle Mass and Function. *Physiol Rev.* 2019;99(1):427-511. Doi: [10.1152/physrev.00061.2017](https://doi.org/10.1152/physrev.00061.2017)
26. Wood JM, Killingly C, Elliott DB, Anstey KJ, Black AA. Visual Predictors of Postural Sway in Older Adults. *Transl Vis Sci Technol.* 2022;11(8):24. Doi: [10.1167/tvst.11.8.24](https://doi.org/10.1167/tvst.11.8.24)
27. Berger W, Trippel M, Discher M, Dietz V. Influence of subjects' height on the stabilization of posture. *Acta Otolaryngol.* 1992;112(1):22-30. Doi: [10.3109/00016489209100778](https://doi.org/10.3109/00016489209100778)
28. Chiari L, Rocchi L, Cappello A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002;17(9-10):666-77. Doi: [10.1016/S0268-0033\(02\)00107-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00107-9)
29. Garcia PA, Queiroz LL, Caetano MBD, Silva KHCVE, Hamu TCDDS. Obesity is associated with postural balance on unstable surfaces but not with fear of falling in older adults. *Braz J Phys Ther.* 2021;25(3):311-318. Doi: [10.1016/j.bjpt.2020.08.003](https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2020.08.003)
30. Błaszczyk JW, Cieslinska-Swider J, Plewa M, Zahorska-Markiewicz B, Markiewicz A. Effects of excessive body weight on postural control. *J Biomech.* 2009;42(9):1295-300. Doi: [10.1016/j.jbiomech.2009.03.006](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.006)
31. Goble DJ, Baweja HS. Normative Data for the BTrackS Balance Test of Postural Sway: Results from 16,357 Community-Dwelling Individuals Who Were 5 to 100 Years Old. *Phys Ther.* 2018;98(9):779-785. Doi: [10.1093/ptj/pzy062](https://doi.org/10.1093/ptj/pzy062)
32. Reynard F, Christe D, Terrier P. Postural control in healthy adults: Determinants of trunk sway assessed with a chest-worn accelerometer in 12 quiet standing tasks. *PLoS One.* 2019;14(1):e0211051. Doi: [10.1371/journal.pone.0211051](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211051)
33. Nakagawa HB, Ferraresi JR, Prata MG, Scheicher ME. Postural balance and functional independence of elderly people according to gender and age: cross-sectional study. *Sao Paulo Med J.* 2017;135(3):260-265. Doi: [10.1590/1516-3180.2016.0325280217](https://doi.org/10.1590/1516-3180.2016.0325280217)
34. Ghram A, Abidi S, Ben Abdessamie A, Weiss K, Dammak M, Jribi S, et al. Impact of Gender, Change of Base of Support, and Visual Deprivation on Postural Balance Control in Young, Healthy Subjects. *Int J Sport Stud Hlth.* 2021;4(2):e126891. Doi: [10.5812/intjssh-126891](https://doi.org/10.5812/intjssh-126891)
35. Moran RN, Meek J, Allen J, Robinson J. Sex differences and normative data for the m-CTSIB and sensory integration on baseline concussion assessment in collegiate athletes. *Brain Inj.* 2020;34(1):20-25. Doi: [10.1080/02699052.2019.1669824](https://doi.org/10.1080/02699052.2019.1669824)
36. Puszczalowska-Lizis E, Bujas P, Jandzis S, Omorczyk J, Zak M. Inter-gender differences of balance indicators in persons 60-90 years of age. *Clin Interv Aging.* 2018;13:903-912. Doi: [10.2147/CIA.S157182](https://doi.org/10.2147/CIA.S157182)
37. Mejía ST, Su TT, Hsieh KL, Griffin AM, Sosnoff JJ. The Dynamic Interplay of Objective and Subjective Balance and Subsequent Task Performance: Implications for Fall Risk in Older Adults. *Gerontology.* 2023;69(5):581-592. Doi: [10.1159/000528649](https://doi.org/10.1159/000528649)
38. Hollinghurst R, Williams N, Pedrick-Case R, North L, Long S, Fry R, et al. Annual risk of falls resulting in emergency department and hospital attendances for older people: an observational study of 781,081 individuals living in Wales (United Kingdom) including deprivation, frailty and dementia diagnoses between 2010 and 2020. *Age Ageing.* 2022;51(8):afac176. Doi: [10.1093/ageing/afac176](https://doi.org/10.1093/ageing/afac176)
39. Degani AM, Leonard CT, Danna-Dos-Santos A. The effects of early stages of aging on postural sway: A multiple domain balance assessment using a force platform. *J Biomech.* 2017;64:8-15. Doi: [10.1016/j.jbiomech.2017.08.029](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.08.029)
40. Johansson J, Jarocka E, Westling G, Nordström A, Nordström P. Predicting incident falls: Relationship between postural sway and limits of stability in older adults. *Hum Mov Sci.* 2019;66:117-123. Doi: [10.1016/j.humov.2019.04.004](https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.04.004)
41. Goble DJ, Baweja HS. Postural sway normative data across the adult lifespan: Results from 6280 individuals on the Balance Tracking System balance test. *Geriatr Gerontol Int.* 2018;18(8):1225-1229. Doi: [10.1111/ggi.13452](https://doi.org/10.1111/ggi.13452)
42. Freeman L, Gera G, Horak FB, Blackinton MT, Besch M, King L. Instrumented Test of Sensory Integration for Balance: A Validation Study. *J Geriatr Phys Ther.* 2018;41(2):77-84. Doi: [10.1519/JPT.000000000000110](https://doi.org/10.1519/JPT.000000000000110)