

Avaliação do Equilíbrio Estático em Jovens com Síndrome de Down pelo Nintendo® Wii Balance Board™

Rosângela Guimarães Romano,¹ Fábio Raia, Raquel Cymrot,¹ Janina Manzieri Prado-Rico,² Gabriel Melo Francisco Correia,¹ Raquel Daffre de Arroxellas,¹ Graciele Massoli Rodrigues,³ Silvana Maria Blascovi-Assis⁴

RESUMO

O presente estudo teve como objetivo avaliar e comparar o equilíbrio estático em 160 participantes, entre 7 e 14 anos, sendo 80 com síndrome de Down (GSD) e 80 no grupo controle (GC), em condições olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF). Os dados foram coletados com uso do Balance Board™ (BB) do Nintendo® Wii Fit pelo *software* LabView e processados para cálculo do deslocamento do centro de pressão. Verificou-se que o GSD apresentou maior amplitude e velocidade de oscilação que o GC, tanto nas condições OA quanto OF. Os resultados obtidos indicaram valores significativos ($P \leq 0,05$) para todas as comparações entre grupos e entre idades, nas duas condições. Foram avaliadas as variáveis root mean square (RMS), velocidade média (VM) e área nas situações anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML). As crianças de GSD, quando comparadas ao GC com ao, apresentaram valores maiores para as variáveis RMS ML ($p=0,001$), VM AP ($p=0,001$), VM ML ($p=0,001$) e área ($p=0,001$). Com OF foram encontradas diferenças para as variáveis RMS ML ($p=0,001$), VM AP ($p=0,022$), VM ML ($p=0,001$) e área ($p=0,018$). Na comparação entre os adolescentes de GC e GSD foram encontradas diferenças significantes com OA para as variáveis RMS AP ($p=0,086$), RMS ML ($p=0,001$), VM AP ($p=0,001$), VM ML ($p=0,001$) e área ($p=0,001$) e com OF para RMS ML ($p=0,001$), VM AP ($p=0,022$), VM ML ($p=0,001$) e área ($p=0,018$). Notou-se que o BB foi eficiente para avaliação do equilíbrio, reforçando os achados da literatura sobre as características na população estudada e que novos estudos devem ser feitos com equipamentos de baixo custo para avaliação do equilíbrio postural.

Palavras-chave: equilíbrio postural; síndrome de Down; jogos de vídeo; criança; adolescente.

STATIC BALANCE ASSESSMENT IN YOUNG PEOPLE WITH DOWN SYNDROME BY NINTENDO® WII BALANCE BOARD™

ABSTRACT

The present study aimed to evaluate and compare the static balance in 160 individuals, 80 in the Down Syndrome (GSD) group and 80 in the control group (CG), aged 7 to 14 years under open eye conditions (OA) and eyes closed (OF). The Balance Board™ (BB) of the Nintendo® Wii Fit was used to generate the balance data, which were collected by LabView for calculating the center of pressure (CP). It is concluded that GSD individuals oscillated more than CG individuals, under OA and OF conditions. The results indicated significant values ($P \leq 0,05$) for all comparisons between groups and between ages, under both conditions. Root mean square (RMS), mean velocity (MV) and area in anteroposterior (AP) and mid-lateral (ML) situations were evaluated. The GSD children, when compared to CG with OA, presented higher values for the variables RMS ML ($p=0,001$), MV AP ($p=0,001$), MV ML ($p=0,001$) and area ($p=0,001$). In OF condition, differences were found for the RMS ML ($p=0,001$), MV AP ($p=0,022$), VM ML ($p=0,001$) and area ($p=0,018$) variables. In the comparison between CG and GSD adolescents, significant differences were found with OA for the variables RMS AP ($p=0,086$), RMS ML ($p=0,001$), MV AP ($p=0,001$), MV ML ($p=0,001$) and area ($p=0,001$) and with OF for RMS ML ($p=0,001$), VM AP ($p=0,022$), VM ML ($p=0,001$) and area ($p=0,018$). It was noted that the BB was efficient for assessing balance, reinforcing the findings of the literature on the characteristics of balance in the population studied and that further studies should be done with low cost equipment for balance evaluation and postural control.

Keywords: postural balance; Down syndrome; video games; child; adolescent.

RECEBIDO EM: 23/9/2019

MODIFICAÇÕES SOLICITADAS EM: 6/7/2020

ACEITO EM: 10/1/2021

¹ Universidade Presbiteriana Mackenzie. São Paulo/SP, Brasil.

² Pennsylvania State University – PSU. Pennsylvania, Estados Unidos.

³ Universidade São Judas Tadeu. São Paulo/SP, Brasil.

⁴ Autora correspondente. Universidade Presbiteriana Mackenzie. Rua da Consolação, 930 – Consolação. São Paulo/SP, Brasil. CEP 01302-907. <http://lattes.cnpq.br/6553900966729412>. <https://orcid.org/0000-0002-5437-891X>. silvanablascovi@gmail.com

INTRODUÇÃO

O equilíbrio postural é uma habilidade motora muito importante para a manutenção da postura ereta ou para a execução de atividades como andar, correr ou subir escadas, o que o torna foco de investigação de diversos estudos (FREITAS; DUARTE, 2012; PRADO-RICO *et al.*, 2018; VUILLERME *et al.*, 2006; WINTER, 1995).

Neste sentido, a estabilidade postural pode ser quantificada pelo deslocamento do centro de pressão (CP) como uma medida de magnitude da oscilação postural produzida pelo indivíduo durante a postura ereta quieta ou perturbada (DUARTE; FREITAS, 2010; WINTER, 1995). O CP representa o ponto de aplicação da resultante das forças verticais produzidas sobre uma superfície de suporte, por exemplo, a plataforma de força, e refere-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas – direções anteroposterior – AP – e médio-lateral – ML (DUARTE; FREITAS, 2010).

Um dos métodos reconhecidos (“*gold standards*”) para quantificar essa oscilação postural e avaliar o equilíbrio dos indivíduos na postura ereta tem sido por meio de uma plataforma de força (FREITAS; DUARTE, 2012; PRADO; DINATO; DUARTE, 2011; PRADO-RICO *et al.*, 2018), porém esse equipamento trata-se de um instrumento de alto custo, além da necessidade de *software* específico para aquisição e processamento do sinal.

Com os avanços tecnológicos, soluções alternativas de baixo custo têm sido propostas para viabilizar a avaliação do equilíbrio em pessoas com quadros e idades variadas, tais como o Nintendo® Wii™ Balance Board (WBB), cujas instruções são de fácil entendimento para o participante, que deve permanecer com os pés apoiados sobre as demarcações do BB, mantendo o corpo o mais parado possível, enquanto olha para o alvo (PIGFORD; ANDREWS, 2010; CLARK *et al.*, 2010; SHIH; SHIH; CHIANG, 2010; KOSLUCHER *et al.*, 2012; ROMANO *et al.*, 2013; CHANG *et al.*, 2013; HUURNINK *et al.*, 2013; LARSEN *et al.*, 2014; ITO *et al.*, 2014; PUA; CLARK; ONG, 2015).

O Nintendo® Wii™ é um console fabricado pela Nintendo que possui um sistema de comando sem fios, acionado por um controle remoto sensível ao movimento do usuário, o qual capta, traduz e envia para o jogo que está sendo praticado a leitura destes movimentos (NINTENDO, 2010). Já o Balance Board (BB) é um acessório periférico que se conecta ao console do Nintendo® Wii™. É possível encontrar jogos disponíveis para o público em geral, como o Wii Fit (WF), que estimulam a realização de exercícios aeróbicos, condicionamento muscular, equilíbrio e força. A conexão entre os equipamentos acontece pelo *Bluetooth*, um sistema sem fio.

O BB é composto por sensores para a identificação do deslocamento do peso corporal do participante sobre a plataforma em alguns dos seus jogos, fornecendo ao usuário informações em tempo real para ajustar o equilíbrio em caso de necessidade (PIGFORD; ANDREWS, 2010). Este acessório deve ser incorporado ao console do equipamento para que o jogo possa mensurar o grau de precisão do movimento. O equipamento detecta a força nele aplicada e percebe a mudança de equilíbrio por meio de sensores de pressão, denominados BL (Bot-



tom Left – sensor da parte inferior esquerda), BR (Bottom Right – sensor da parte inferior direita), TL (Top Left – sensor da parte superior esquerda) e TR (Top Right – sensor da parte superior direita).

Além do baixo custo e da facilidade de transporte, a utilização deste sistema é simples, sendo necessário apenas conectar o BB ao console e este ao monitor de televisão. Desse modo, o BB tem sido empregado por diversos profissionais da saúde (PIGFORD; ANDREWS, 2010) como uma opção para avaliação e intervenção para treinamento do equilíbrio em pacientes com doenças neurológicas. Os jogos do Nintendo Wii têm o potencial de melhorar o equilíbrio funcional em crianças com síndrome de Down e podem ser usados como uma modalidade alternativa à fisioterapia convencional (GHAFAR; ABDELRAOUF, 2017).

Meneghetti *et al.* (2009) e Flores e Bankoff (2010) avaliaram o equilíbrio em crianças com SD por meio da plataforma de força convencional e constataram maiores oscilações posturais nesses indivíduos quando comparados às crianças típicas. Esses achados sugerem a necessidade de avaliação e intervenção terapêutica voltada para o aprimoramento do equilíbrio nessa população.

Clark, McGough e Paterson (2011) trouxeram importante contribuição quanto à validação do BB como meio de avaliação do equilíbrio quando comparado à PF convencional. Young *et al.* (2011) sugeriram a necessidade do desenvolvimento de programas para avaliação do equilíbrio e jogos para o WBB que possam aprimorar o equilíbrio em populações específicas.

Outras investigações nesse campo merecem ser feitas com enfoque interdisciplinar, uma vez que envolvem conhecimento de áreas diversas, como a saúde e as ciências exatas, além de contribuir para avanços na área da avaliação do equilíbrio em crianças com desenvolvimento típico e/ou na área da reabilitação.



OBJETIVOS

Avaliar e comparar desempenho de crianças e adolescentes, com e sem síndrome de Down, em situação de equilíbrio estático em condições olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF) por meio do uso do Nintendo® Wii Fit – Balance Board™ (BB).

MATERIAL E MÉTODOS

A amostra do estudo foi intencional e composta por 160 crianças e adolescentes, com idade entre 7 e 14 anos (correspondendo ao Ensino Fundamental I e II), de ambos os sexos, divididas em dois grupos: Grupo Síndrome de Down (GSD) e Grupo Controle (GC). Cada grupo foi formado por 80 participantes, os quais foram divididos em grupo de crianças (n=40 entre 7 e 10 anos) e grupo de adolescentes (n=40 11 e 14 anos).

Foi critério de inclusão para o GSD o diagnóstico médico da SD e para o GC frequentar escola do ensino regular. Foram critérios de exclusão para ambos os grupos fazer o uso regular de jogos virtuais com o acessório BB, apresentar

limitações ortopédicas, cardíacas e/ou neurológicas que pudessem interferir, e, assim, comprometer o desempenho nos testes.

As crianças e os adolescentes foram contatadas em duas escolas públicas e em quatro instituições especializadas localizadas em São Paulo, Barueri, Carapicuíba e Sorocaba, onde foi realizada a coleta de dados. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética local em Pesquisa da Instituição sob parecer n. 649.020 e CAEE 30454214.8.0000.0084.

Para a coleta de dados foram utilizados o acessório BB do Nintendo® Wii Fit™, um notebook Dell, modelo Inspiron N5110 e o *software* LabVIEW versão 13.0. A linguagem de programação gráfica do LabVIEW 13.0 é baseada no fluxo de dados e traduz o desempenho para plataformas de *hardware* em tempo real. As adaptações necessárias para o desenvolvimento do *software* específico para leitura de dados provenientes dos sensores do BB foram realizadas em parceria com profissionais ligados ao curso de Engenharia da Instituição e com técnicos da Nintendo.

Paralelamente à coleta dos dados pelo *software* LabVIEW 13.0, foi utilizado o *software* ConPlat para processamento do sinal e cálculo do deslocamento do CP a.

A calibração do equipamento BB foi realizada de acordo com os procedimentos adotados em estudo anterior por Romano *et al.* (2013), no qual foram feitos testes para verificação das grandezas envolvidas no processo de medidas dos deslocamentos dos Eixos X e Y e dos sensores left, right, top e bottom no BB.



Procedimentos

As avaliações ocorreram individualmente, em salas bem iluminadas, sem ruídos e com a presença da pesquisadora, de um auxiliar de pesquisa e do participante.

A avaliação do equilíbrio no BB foi feita com o participante descalço, livre de acessórios, em apoio bipedal, com os pés paralelos, posicionados nas demarcações desenhadas pelo fabricante no equipamento e com os braços estendidos ao longo do corpo. O BB foi posicionado no solo, a uma distância de 2 metros da parede. Um desenho-alvo foi fixado na parede na altura correspondente à altura dos olhos de cada avaliado.

Foi solicitado ao avaliado que permanecesse com os pés apoiados sobre as demarcações do BB, mantendo o corpo o mais parado possível, enquanto olhavam fixamente para o alvo. Foram realizadas 3 tentativas em cada uma das condições avaliadas (OA e OF) com duração de 30 segundos cada uma delas. Ao final da condição OA, pediu-se que o avaliado sentasse em uma cadeira. Neste momento foi apresentada individualmente uma venda para olhos e foi permitido ao participante que manuseasse o material para familiarização. Em seguida possibilitou-se que eles tocassem a venda e a colocassem nos próprios olhos para que conhecessem o material. Finalmente foi solicitado que o avaliado se posicionasse novamente no BB. Foi colocada a venda nos olhos e, então, realizada a condição OF. A frequência de aquisição de cada tentativa foi de 2 Hz (duas medidas por segundo).

Análise de dados

Com a finalidade de calcular o CP e gerar gráficos com os dados captados pela LabView 13.0, foi utilizado o *software* ConPlat (Controlador da Plataforma de Força). Este *software* foi criado e cedido pela Instituição participante. Após a captura dos dados, o ConPlat fez o processamento e o cálculo de CP e sua variação em razão do tempo. Os primeiros dez segundos adquiridos em cada tarefa postural foram descartados após o processo de filtragem do sinal.

A análise dos deslocamentos do CP foi realizada a partir do cálculo da média das três tentativas para os participantes; ao final das coletas foram apurados os tempos e calculado a média de oscilação para cada um. Os dados foram tratados em planilha do *Google Docs*. A análise global do CP, nas direções antero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), envolveu a determinação da amplitude da oscilação dos dados do CP, estimada por meio da raiz quadrática média do sinal (RMS, em cm) e velocidade média calculada a partir do deslocamento total do CP dividido pelo período de aquisição do sinal (cm/s) (DUARTE; FREITAS, 2010). O cálculo da área do CP (em cm²) foi determinado por intermédio do método estatístico de análise dos componentes principais, o qual envolve o cálculo de uma elipse que engloba 85% dos dados do CP (DUARTE; FREITAS, 2010).

O resultado foi obtido a partir da média de cada participante, adotando o centímetro (cm) como unidade de medida. Para cada variável empregou-se a ANOVA-oneway, tendo como fatores idade (crianças X adolescentes) e grupos (grupo controle X grupo Síndrome de Down), com post hoc de Tukey, para identificar possíveis diferenças entre os grupos. O teste t de student foi utilizado para verificar possíveis diferenças estatísticas do desempenho com OA e OF entre os grupos. Adotou-se um nível de significância de 0.05 para todos os testes estatísticos e utilizou-se o *software* Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) for Windows, versão 20.0.



RESULTADOS

A amostra estudada foi composta por 160 participantes cujos resultados foram analisados em 4 subgrupos: Crianças do GSD com média de idade 8,72 ($\pm 1,28$) anos; crianças GC com 8,50 ($\pm 1,13$) anos; Adolescentes do GSD com 12,65 ($\pm 1,05$) anos e Adolescentes do GC com média de 12,50 ($\pm 1,13$) anos. Nos testes de aderência por idade foi encontrada distribuição Normal (teste de Ryan-Joiner) com $p > 0,100$, com variâncias iguais para crianças e adolescentes com e sem a SD.

A Tabela 1 apresenta valores de médias do *Root Mean Square* (RMS), Velocidade Média (VM) e área nas condições de OA e OF para crianças e adolescentes de GC e GSD.

Tabela 1 – Médias das Variáveis do CP entre criança e adolescente

Variáveis do CP		Cr GC OA	Ad GC OA	Cr GC OF	Ad GC OF	Cr GSD OA	Ad GSD OA	Cr GSD OF	Ad GSD OF
RMS (cm)	AP	3,654	3,093	3,600	3,020	2,938	2,578	3,520	2,508
	ML	2,796	1,305	2,853	1,688	3,089	2,670	3,722	2,876
VM (cm/s)	AP	1,071	0,895	1,295	1,061	1,932	1,321	2,258	1,375
	ML	0,762	0,535	0,826	0,593	1,852	1,128	1,720	0,997
Área (cm²)		5,637	4,538	7,053	6,327	31,924	18,896	36,361	12,930

CP – centro de pressão, Cr – criança, Ad – adolescente, OA – olhos abertos,

OF – olhos fechados, RMS – root mean square, VM – velocidade média, AP – anteroposterior, ML – médio-lateral, cm – centímetros, s – segundo.

Fonte: Os autores.

A partir desses valores os dados foram tratados calculando-se a diferença das médias para cada variável, fazendo-se a comparação entre grupos (GC e GSD) e entre idades (criança e adolescente).

O desempenho com OA e OF foi comparado pelo Teste t. Na comparação de OA e OF para as crianças de GC houve diferença significativa nas variáveis VM AP ($p=0,001$) e área ($p=0,021$), com valores maiores para OF. Para as crianças do GSD houve diferença significativa entre OA e OF para as variáveis RMS AP e ML ($p=0,012$ e $0,014$) e VM AP ($p=0,001$). Foram observados valores maiores para a condição de OF.

Os adolescentes do GC apresentaram diferenças significantes nas variáveis RMS ML ($p=0,011$), VM AP e ML ($p=0,001$ e $0,027$). Os valores maiores também foram observados para a condição de OF. Já os adolescentes de GSD não obtiveram significância estatística no desempenho de OA e OF.

Quando comparadas ao GC com ao, as crianças de GSD apresentaram valores maiores para as variáveis RMS ML, VM AP, VM ML e área. Com OF foram encontradas diferenças para as variáveis RMS ML, VM AP, VM ML e área, sendo valores maiores para todas elas para GSD, exceto para RMS AP, que apresentou valor maior para GC ($p=0,046$).

Entre as crianças e adolescentes de GC foi observada diferença significativa para as variáveis RMS ML, VM AP e VM ML para OA e RMS ML, VM AP, VM ML e área com OF, com valores maiores para as crianças nas duas condições.

Crianças e adolescentes de GSD mostraram significância estatística para os valores de VM AP, VM ML e área para OA e RMS AP, RMS ML, VM AP, VM ML e área para OF, com valores maiores também para as crianças com OA e OF.

Na comparação entre os adolescentes de GC e GSD foram encontradas diferenças significantes com OA para as variáveis RMS AP, RMS ML, VM AP, VM ML e área e para RMS ML, VM AP, VM ML e área com OF, sendo valores maiores para todas elas no GSD, exceto para RMS AP, que apresentou valor maior para GC nas duas condições, OA ($p=0,103$) e OF ($p=0,477$).

Os valores de p para as demais variáveis estão detalhados nas Tabelas 2, 3, 4 e 5. Os níveis de significância adotados em todo o estudo foram $p \leq 0,05$.



Pode-se observar nas Tabelas os valores de área para os dois grupos. A comparação de OA entre as crianças de GC e GSD mostrou a média de $-30,724\text{cm}^2$ e para OF $24,872\text{cm}^2$. Para os adolescentes dos dois grupos observou-se, na comparação, a média de área de -8.391cm^2 para OA e de $12,569\text{cm}^2$ para OF (Tabelas 2 e 3), sendo a área o quesito que apresentou maior variabilidade entre as medidas efetuadas, com desvio padrão bastante alto em todas as comparações, principalmente para o GSD com DP para OA=33,538 e DP para OF=37,712 (Tabelas 5).

Tabela 2 – Comparação entre olhos abertos e fechados para crianças do GC e GSD

Variável	Média (\bar{X})	DP (s)	valor-p
RMS AP OA (cm)	0,135	2,473	0,733
RMS ML OA (cm)	-0,926	2,526	0,026*
VM AP OA (cm/s)	-1,187	0,910	0,001*
VM ML OA (cm/s)	-0,957	0,785	0,001*
ÁREA OA (cm ²)	-30,724	29,995	0,001*
RMS AP OF (cm)	-0,662	2,028	0,046*
RMS ML OF (cm)	0,236	1,967	0,452
VM AP OF (cm/s)	0,637	0,746	0,001*
VM ML OF (cm/s)	1,026	1,034	0,001*
ÁREA OF (cm ²)	24,872	29,061	0,001*

OA – olhos abertos, OF – olhos fechados.

RMS – root mean square, VM – velocidade média, AP – anteroposterior, ML – médio-lateral, cm – centímetros, s – segundo.

Teste t de student para comparação entre amostras com nível de significância adotado de $p \leq 0,05$.

Fonte: Os autores.

Tabela 3 – Comparação entre olhos abertos e fechados para adolescentes do GC e GSD

Variável	Média (\bar{X})	DP (s)	valor-p
RMS AP OA (cm)	0,585	2,103	0,086*
RMS ML OA (cm)	-1,571	1,524	0,001*
VM AP OA (cm/s)	-0,480	0,572	0,001*
VM ML OA (cm/s)	-0,462	0,425	0,001*
ÁREA OA (cm ²)	-8,391	14,290	0,001*
RMS AP OF (cm)	-0,442	1,845	0,138
RMS ML OF (cm)	0,982	1,695	0,001*
VM AP OF (cm/s)	0,260	0,692	0,022*
VM ML OF (cm/s)	0,535	0,826	0,001*
ÁREA OF (cm ²)	12,569	32,115	0,018*

CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down, OA – olhos abertos, OF – olhos fechados, RMS – root mean square, VM – velocidade média, AP – anteroposterior, ML – médio-lateral, cm – centímetros, s – segundo.

Teste t de student para comparação entre amostras com nível de significância adotado de $p \leq 0,05$.

Fonte: Os autores.



Tabela 4 – Comparação entre olhos abertos e fechados para crianças e adolescentes do GC

Variável	Média (\bar{X})	DP (s)	valor-p
RMS AP OA (cm)	0,635	2,639	0,136
RMS ML OA (cm)	1,108	2,001	0,001*
VM AP OA (cm/s)	-0,617	0,970	0,001*
VM ML OA (cm/s)	0,169	0,475	0,030*
ÁREA OA (cm ²)	-0,690	12,562	0,730
RMS AP OF (cm)	-0,507	2,201	0,153
RMS ML OF (cm)	-1,548	1,588	0,001*
VM AP OF (cm/s)	-0,400	0,519	0,001*
VM ML OF (cm/s)	-0,290	0,361	0,001*
ÁREA OF (cm ²)	-2,514	7,821	0,049*

CG – grupo controle, OA – olhos abertos, OF – olhos fechados,

RMS – root mean square, VM – velocidade média, AP – anteroposterior, ML – médio-lateral, cm – centímetros, s – segundo.

Teste t de student para comparação entre amostras com nível de significância adotado de $p \leq 0,05$.

Fonte: Os autores.

Tabela 5 – Comparação entre olhos abertos e fechados para crianças e adolescentes do GSD

Variável	Média (\bar{X})	DP (s)	valor-p
RMS AP OA (cm)	0,430	1,633	0,103
RMS ML OA (cm)	0,213	1,873	0,477
VM AP OA (cm/s)	0,557	0,921	0,001*
VM ML OA (cm/s)	0,855	1,195	0,001*
ÁREA OA (cm ²)	18,995	33,538	0,001*
RMS AP OF (cm)	-0,942	1,740	0,001*
RMS ML OF (cm)	-1,052	2,610	0,015*
VM AP OF (cm/s)	-0,937	0,895	0,001*
VM ML OF (cm/s)	-0,592	0,965	0,001*
ÁREA OF (cm ²)	-17,466	37,712	0,006*

GSD – grupo Síndrome de Down, OA – olhos abertos, OF – olhos fechados,

RMS – root mean square, VM – velocidade média, AP – anteroposterior, ML – médio-lateral, cm – centímetros, s – segundo.

Teste t de student para comparação entre amostras com nível de significância adotado de $p \leq 0,05$.

Fonte: Os autores.

DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo adotar o BB como instrumento para avaliação do equilíbrio estático de crianças e adolescentes com síndrome de Down sob as condições OA e OF. A partir dos dados do CP obtidos por meio do BB, os resultados do presente estudo reiteram achados da literatura, indicando que crianças e adolescentes com SD apresentam maiores dificuldades no controle postural quando comparadas com seus pares em grupos controle (BIEĆ *et al.*,



2014; APOLONI; LIMA; VIEIRA, 2013; OLIVEIRA *et al.*, 2013; CABEZA-RUIZ *et al.*, 2011; MENEGHETTI *et al.*, 2009).

A literatura afirma que o desempenho com OA é facilitado pelo apoio da visão e que essa condição propicia melhores resultados para diferentes grupos avaliados. A condição OF, entretanto, pode ser apontada como uma situação desafiadora, refletindo-se no aumento de concentração do participante em razão da ausência da informação visual (RHINE *et al.*, 2016; LIN *et al.*, 2015).

As análises comparativas entre GC e GSD indicaram algumas diferenças, porém não suficientes para afirmação de que os deslocamentos e as oscilações do GSD foram significativamente maiores do que GC, como seria esperado com base nas indicações da literatura. Em estudo comparativo entre adultos com e sem SD, Bieć *et al.* (2014) avaliaram o equilíbrio na PF com OA e OF coletando dados por 20 segundos, sendo este o mesmo tempo que o presente estudo, e não encontraram diferenças entre os grupos nas situações avaliadas, exceto sobre superfícies instáveis. Pela análise do CP foi possível observar que os deslocamentos e as oscilações do GSD foram significativamente maiores do que GC, corroborando o encontrado na literatura.

Bieć *et al.* (2014) estudaram o equilíbrio de adultos com SD na PF, em grupo com média de 28 anos, sendo 10 com SD e 11 universitários e trouxeram valores de VM (mm/s) de 13,3 para OA e de 18,9 para OF no eixo AP e 10,6 (OA) e 14,5 (OF) para eixo ML, enquanto os cálculos aqui apresentados (em cm/s) para crianças com SD foram de 1,932 (OA) e 2,258 (OF) e para adolescentes 1,321 (OA) e 1,375 (OF) no eixo AP. No eixo ML, 1,852 (OA) e 1,720 (OF) para as crianças e 1,128 (OA) e 0,997 (OF) para os adolescentes.

Apoloni, Lima e Vieira (2013) apresentaram dados referentes a avaliação de crianças com SD entre 3 e 10 anos em estudo que comparou desempenho na PF com 12 participantes e trouxeram resultados na unidade de cm/s para a VM variando entre 1,74 a 2,16, em diferentes situações. O estudo de Cabeza-Ruiz *et al.* (2011) com 54 adultos, sendo 27 com SD, também encontrou valores discrepantes, sendo a VM (mm/s) de 11,76 (OA) e 15,44 (OF).

Os valores de RMS são apresentados por Cabeza-Ruiz *et al.* (2011) como 4,22 (em mm) para SD com OA e 4,34 com OF. Nosso estudo apresenta os valores de RMS separadamente para AP e ML, conforme o modelo de Duarte e Freitas (2010). Apoloni, Lima e Vieira (2013) e Bieć *et al.* (2014) não apresentam o cálculo de RMS em seus trabalhos.

Os grupos com SD aqui avaliados tiveram os valores de área de 18,896 (adolescentes com OA), 12,930 (adolescentes com OF), 31,924 (crianças com OA) e 36,361 (crianças com OF). Apoloni Lima e Vieira (2013) encontraram valores para os dois grupos com SD avaliados no estudo de 53,77 e 55,98 (em cm²). Destacaram, porém, desvio padrão de 66,94 e 42,21, respectivamente, para grupos de apenas seis sujeitos, demonstrando grande variabilidade nesta medida. Bieć *et al.* (2014) não trazem esta medida, enquanto Cabeza-Ruiz *et al.* (2011) calculam a área em mm²/s nos valores de 13,3 (OA) e 17,18 (OF). Cabe ressaltar que os dados do presente estudo foram calculados com amostra de 80 participantes com SD.



Estudos atuais feitos a partir de revisões sistemáticas demonstraram que o treinamento em realidade virtual, sozinho ou combinado ao treinamento motor, pode proporcionar ganhos nas funções sensório-motoras a partir de programas de intervenção (PALMA LOPES *et al.*, 2018). Poucas são, todavia, as abordagens sobre o uso desse recurso como técnica de avaliação. Os objetivos do estudo foram cumpridos, uma vez que os dados puderam ser coletados na população com SD, mostrando, pela análise realizada com os dados do CP, que o desempenho deste grupo apresenta desvantagem e que equipamentos desta natureza podem ser estudados e utilizados para avaliação e intervenção em programas destinados à promoção do desenvolvimento desta população.

Algumas limitações instrumentais merecem atenção, como: o não registro de um *off-set* antes das coletas para remover do sinal possíveis ruídos de base do equipamento; este fato, embora recomendável, não é mencionado nos trabalhos disponíveis da literatura. Sugere-se que em pesquisas futuras esses cuidados sejam contemplados; e a calibração do BB: O BB, embora validado com a PF (padrão ouro) por Clark *et al.* (2010), apresenta limitações técnicas, uma vez que é produzido industrialmente, já vem calibrado e pode não ter a mesma precisão em cada um dos sensores.

CONCLUSÃO

Os dois grupos, GC e GSD, puderam ser avaliados com o uso do BB nas condições de OA e OF. Os dados do CP indicaram que o GSD apresentou maior oscilação do que o GC nas duas condições, com maior diferença para as crianças.

Os dados aqui apresentados sugerem que o BB, ou plataformas similares, que tenham sensores de pressão parecem ser confiáveis como um recurso alternativo e de baixo custo para avaliação do equilíbrio na população com ou sem a SD, com auxílio de *softwares* para captura dos dados, uma vez que os resultados confirmaram os achados da literatura. Sugere-se que haja continuidade nos trabalhos que invistam em equipamentos de baixo custo e busquem soluções alternativas para viabilizar aplicação de avaliações, que podem, se comprovadas, fundamentar e facilitar o planejamento terapêutico com o uso de recursos como a realidade virtual. Da mesma forma, o uso da realidade virtual pode trazer inúmeros benefícios em programas de intervenção por seu caráter motivacional e inovador em programas terapêuticos que visem a aprimorar o desempenho em tarefas de equilíbrio, coordenação e destreza motora.

REFERÊNCIAS

APOLONI, B. F.; LIMA, F. E. B.; VIEIRA, J. L. L. Efetividade de um programa de intervenção com exercícios físicos em cama elástica no controle postural de crianças com Síndrome de Down. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, São Paulo, v. 27, n. 2, p. 217-223, 2013.

BIEĆ, E.; ZIMA, J.; WÓJTOWICZ, D.; WOJCIECHOWSKA-MASZKOWSKA, B.; KRĘCISZ, K.; KUCZYŃSKI, M. Postural Stability in Young Adults with Down Syndrome in Challenging Conditions. *PLoS ONE* v. 9, n. 4, e94247, 2014.



CABEZA-RUIZ, R.; GARCÍA-MASSÓ, X.; CENTENO-PRADA, R. A.; BEAS-JIMÉNEZ, J. D.; COLADO, J. C.; GONZÁLEZ, L. M. Time and frequency analysis of the static balance in young adults with Down syndrome. *Gait & Posture*, n. 33, p. 23-28, 2011.

CHANG, W. D.; CHANG, W. Y.; LEE, C. L.; FENG, C. Y. Validity and Reliability of Wii Fit Balance Board™ for the Assessment of Balance of Healthy Young Adults and the Elderly. *Journal Physical Therapy Science*, n. 25, p. 1.251-1.253, 2013.

CLARK, R. A.; BRYANT, A. L.; PUA, Y.; MCCRORY, P.; BENNELL, K.; HUNT, M. Validity and reliability of the Nintendo® Wii Balance Board™ for assessment of standing balance. *Gait & Posture*, Oxford, Inglaterra, v. 31, p. 307-310, 2010.

CLARK, R. A.; MCGOUGH, R.; PATERSON, K. Reliability of an inexpensive and portable dynamic weight bearing asymmetry assessment system incorporating dual Nintendo® Wii Balance Boards™. *Gait & Posture*, Oxford, Inglaterra, v. 34, p. 288-291, 2011.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev. Bras. Fisioter.*, São Carlos, v. 14, n. 3, p. 183-192, jun. 2010.

FLORES, M. I.; BANKOFF, A. D. P. Influência da dança expressiva sobre o equilíbrio corporal em portadores com síndrome de Down. *Revista da Faculdade de Educação Física da Unicamp*, Campinas, v. 8, n. 3, p. 35-46, 2010.

FREITAS, S. M.; DUARTE, M. Joint coordination in young and older adults during quiet stance: effect of visual feedback of the center of pressure. *Gait & Posture*, v. 35, n. 1, p. 83-87, 2012.

GHAFAR, M. A. A.; ABDELRAOUF, O. R. Effect of virtual reality versus traditional physical therapy on functional balance in children with Down syndrome: a randomized comparative study. *Int J Physiother Res.*, v. 5, n. 3, p. 2.088-2.094, 2017.

HUURNINK, A.; FRANSZ, D. P.; KINGMA, I.; VAN DIEËN, J.H. Comparison of a laboratory grade force platform with a Nintendo® Wii Balance Board™ on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks. *Journal of Biomechanics*, n. 46, p. 1.392-1.395, 2013.

ITO, T.; SAKAI, Y.; KUBO, A.; YAMAZAKI, K.; OHNO, Y.; NAKAMURA, E.; SATO, N.; MORITA, Y. The Relationship between Physical Function and Postural Sway during Local Vibratory Stimulation of Middle-aged People in the Standing Position. *J. Phys. Ther. Sci.*, v. 26, p. 1.627-1.630, 2014.

KOSLUCHER, F.; WADE, M. G.; NELSON, B.; LIM, K.; CHEN, F. C.; STOFFREGEN, T. A. Nintendo Wii Balance Board is sensitive to effects of visual tasks on standing sway in healthy elderly adults. *Gait & Posture*, v. 36, n. 3, p. 605-608, 2012.

LARSEN, L. R.; JORGENSEN, M. G.; JUNGE, T.; JUUL-KRISTENSEN, B.; WEDDERKOPP, N. Field assessment of balance in 10 to 14 year old children, reproducibility and validity of the Nintendo® Wii board. *BMC Pediatrics*, v. 14, n. 144, 2014. DOI: 10.1186/1471-2431-14-144.

LIN, L. F.; LIOU, T. H.; HU, C. J.; MA, H. P.; OU, J. C.; CHIANG, Y. H.; CHIU, W. T.; TSAI, S. H.; CHU, W. C. Balance function and sensory integration after mild traumatic brain injury. *Brain Injury Journal*, v. 29, p. 41-46, 2015.

MENEGHETTI, C. H. Z.; BLASCOVI-ASSIS, S. M.; DELOROSO, F. T.; RODRIGUES, G. M. Avaliação do equilíbrio estático de crianças e adolescentes com Síndrome de Down. *Rev. Bras. Fisioter*, São Carlos, v. 13, n. 3, p. 230-235, 2009.

NINTENDO. Disponível em: <http://wiiportal.nintendo-europe.com/15735.html>. Acesso em: 19 nov. 2010.

OLIVEIRA, T. F.; VIEIRA, J. L. L.; SANTOS, A. I. G. G.; OKAZAKI, V. H. A. Equilíbrio dinâmico em adolescentes com Síndrome de Down e adolescentes com desenvolvimento típico. *Motriz: Rev. Educ. Fis.*, Rio Claro, v. 19, n. 2, p. 378-390, 2013.

PALMA LOPES, J. B.; DE ALMEIDA CARVALHO DUARTE, N., LAZZARI, R. D.; OLIVEIRA, C. S. Virtual reality in the rehabilitation process for individuals with cerebral palsy and Down syndrome: A systematic review. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 2018. DOI: 10.1016/j.jbmt.2018.06.006



-
- PIGFORD, T.; ANDREWS, A. W. Feasibility and benefit of using the Nintendo® Wii Fit for balance rehabilitation in an elderly patient experiencing recurrent falls. *Journal of Student Physical Therapy Research*, v. 2, n. 1, p. 12-19, 2010.
- PRADO, J. M.; DINATO, M. C.; DUARTE, M. Age-related difference on weight transfer during unconstrained standing. *Gait & Posture*, v. 33, n. 1, p. 93-97, 2011.
- PRADO-RICO, J. M.; ALOUCHE, S. R.; SODRE, A. C.; GARBUS, R. B. de S. C.; FREITAS, S. M. S. F. de. Effect of force magnitude of touch on the components of postural sway, *Gait & posture*, v. 65, p. 15-19, 2018.
- PUA, Y. H.; CLARK, R. A.; ONG, P. H. Evaluation of the Wii balance board for walking aids prediction: proof-of-concept study in total knee arthroplasty. *PLoS ONE*, v. 10, n. 1, 2015. DOI: doi.org/10.1371/journal.pone.0117124
- RHINE, T.; BYCZKOWSKI, T. L.; CLARK, R.A.; BABCOCK, L. Investigating the Feasibility and Utility of Bedside Balance Technology Acutely After Pediatric Concussion: A Pilot Study. *Clinical Journal of Sport Medicine*, v. 26, n. 3, p. 221-225, 2016.
- ROMANO, R. G.; RAIA, F.; DIAS, I. R.; BLASCOVI-ASSIS, S. M. Tecnologia de Games e reabilitação virtual: adaptação do software LabVIEW para captura dos dados do Wii Balance Board. *Millenium*, n. 45, p. 187-191, 2013.
- SHIH, C. H.; SHIH, C. T.; CHIANG, M. S. A new standing posture detector to enable people with multiple disabilities to control environmental stimulation by changing their standing posture through a commercial Wii Balance Board™. *Research in Developmental Disabilities*, Elmsford NY, US, v. 31, p. 281-286, 2010.
- VUILLERME, N.; BURDET, C.; ISABLEU, B.; DEMETZ, S. The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision depends on the eye-visual target distance. *Gait & Posture*, Oxford, Inglaterra, v. 24, n. 2, p. 169-172, 2006.
- WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, Oxford, Inglaterra, v. 3, p. 193-214, 1995.
- YOUNG, W.; FERGUSON, S.; BRAULT, S.; CRAIG, C. Assessing and training standing balance in older adults: a novel approach using the 'Nintendo® Wii' Balance Board™. *Gait & Posture*, Oxford, Inglaterra, n. 33, p. 303-305, 2011.

