

**UNIVERSIDADE PREBISTERIANA MACKENZIE**  
**Centro de Ciências Biológicas e da Saúde – CCBS**  
**Programa de Pós-Graduação em Distúrbios do Desenvolvimento**

**ROSANGELA GUIMARÃES ROMANO**

**NINTENDO® WII BALANCE BOARD™ COMO INSTRUMENTO**  
**DE AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO ESTÁTICO PARA**  
**CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM SÍNDROME DE DOWN**

**SÃO PAULO**  
**2016**

**ROSANGELA GUIMARÃES ROMANO**

**NINTENDO® WII BALANCE BOARD™ COMO INSTRUMENTO  
DE AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO ESTÁTICO PARA  
CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM SÍNDROME DE DOWN**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Distúrbios do Desenvolvimento da Universidade Presbiteriana Mackenzie como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutora.

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Silvana Maria Blascovi de Assis.

Co-orientador: Prof. Dr. Fábio Raia.

**Linha de Pesquisa:** Políticas de atendimento: campos de atuação, programas, recursos e intervenções especializadas abrangendo, preferencialmente, educação, saúde, seguridade social e trabalho.

**SÃO PAULO  
2016**

R759n Romano, Rosangela Guimarães

Nintendo® Wii Balance Board™ como instrumento de avaliação do equilíbrio estático para crianças e adolescentes com Síndrome de Down. / Rosangela Guimarães Romano. – 2016.  
91 f.: il.; 30 cm

Tese (Doutorado em Distúrbios do Desenvolvimento) -  
Universidade Presbiteriana Mackenzie, São Paulo, 2016.  
Bibliografia: f. 73-80

1. Equilíbrio postural 2. Síndrome de Down 3. Avaliação I. Título

CDD 616.8526

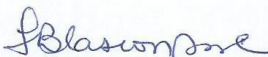
**ROSANGELA GUIMARÃES ROMANO**

**NINTENDO® WII BALANCE BOARD™ COMO INSTRUMENTO  
DE AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO ESTÁTICO PARA  
CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM SÍNDROME DE DOWN**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Distúrbios do Desenvolvimento da Universidade Presbiteriana Mackenzie como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutora.

Aprovada em 18/08/2016

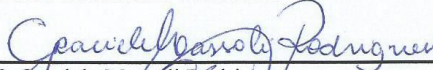
**BANCA EXAMINADORA**



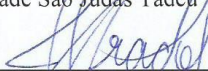
Prof.<sup>a</sup>. Dr.<sup>a</sup>. Silvaná Maria Blascovi de Assis (Orientadora)  
Universidade Presbiteriana Mackenzie



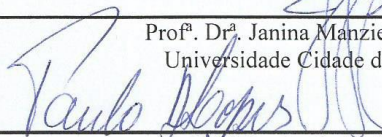
Prof. Dr. Fábio Raia (Co-Orientador)  
Universidade Presbiteriana Mackenzie



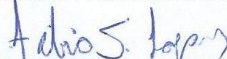
Prof.<sup>a</sup>. Dr.<sup>a</sup>. Graciele Massoli Rodrigues  
Universidade São Judas Tadeu



Prof.<sup>a</sup>. Dr.<sup>a</sup>. Janina Manziéri Prado Rico  
Universidade Cidade de São Paulo



Prof. Dr. Paulo Batista Lopes  
Universidade Presbiteriana Mackenzie



Prof. Dr. Fábio Silva Lopes  
Universidade Presbiteriana Mackenzie

## *Dedicatória*

*Às Pessoas mais Amadas e Especiais para mim,  
que tanto me incentivaram, torceram e apoiaram,  
sabendo entender e compreender  
os Momentos de não presença,  
porque ausente nunca me senti na Vida de Vocês.*

*Ao meu mais que Amado Filho, Leonardo,  
que me deu a oportunidade única,  
a Magia de ser Sua Mãe.*

*A minha Mais que Mãe, Elvira,  
que se não fosse por todo  
o seu Amor, Dedicação, Incentivo, Carinho e  
Ensinamentos, eu não teria dado  
mais um Importante Passo no meu Caminho.*

*Ao meu Pai, Carlos,  
que me Ensinou os mais Importantes Princípios,  
com os quais Construí o Alicerce que me faz Feliz.*

*A minha irmã, Rosane, meu cunhado Vicente,  
Minha quase filha Marcela, Ricardo e a  
Princesa Luíza, por estarem juntos novamente.*

*A minha Querida Sogra Anna Maria (in memorian),*

*Ao meu Sogro, Annibal, (in memorian),*

*e meu Meio-Filho, Eduardo  
que fazem parte do meu Coração*

*Ao meu Grande Amor,*

*Edson,*

*que Sempre foi e sempre Será,*

*não só a minha metade,*

*mais o Meu Inteiro Amor.*

*Obrigada, Amo Vocês.*

## *Agradecimentos*

*Agradeço a Deus, que me permitiu trilhar com dignidade e perseverança a construção de minha vida, rodeada de pessoas maravilhosas e protetoras que posso dizer Amigas.*

*Em Especial, Quero Agradecer a Oportunidade de ter tido o privilégio de ser Orientada Mais Uma Vez, pela Prof<sup>a</sup> Dra. Silvana Maria Blascovi de Assis, poder Compartilhar Momentos Maravilhosos com uma Pessoa tão Especial e Querida, que em todo o tempo Transmite Amor, Alegria e Sabedoria. Que Acreditou, Incentivou e Depositou a sua Confiança em mim, que teve a Dedicção e a Paciência, Todo o Tempo e até nos mais difíceis, Sempre com palavras Carinhosas, Sinceras e Gostosas de ouvir em todos os Instantes, nos horários de Estudos, nos Almoços, nos “Cafés”, naqueles momentos desesperadores, preenchidos com muitos Risos e Alegrias. Obrigada Amiga.*

*À Raquel Blascovi de Assis, que mais uma vez Compartilhou Sua Mãe comigo, por Muitos Momentos.*

*Ao Prof. Dr. Fábio Raia, que com seus cálculos e engenharias Co-Orientou este estudo e muito me acrescentou.*

*À Prof<sup>a</sup> Dra. Graciele Massoli Rodrigues, à Prof. Dra. Janina Manzieri Prado Rico, ao Prof. Dr. Paulo Batista Lopes, ao Prof. Dr. Fábio Silva Lopes que aceitaram participar da minha Banca e que com certeza agregarão muitos conhecimentos, contribuindo para o enriquecimento deste trabalho.*

*À Prof<sup>a</sup> Ms. Raquel Cymrot, que bastante me mostrou dos números e ensinou.*

*Ao Engenheiro Jailton Dias, que participou Intensamente no início da programação do software utilizado e agora com auxílio do João Machado e à Rita Souza em nome da National Instruments, por disponibilizar o software para utilização.*

*Aos Meninos da Engenharia e Informática, em especial ao aluno Gabriel Correia.*

*À minha mais nova AMIGA e PARCEIRA, Raquel Arroxelas, de tantos detalhesssss.....*

*Ao Prof. Ms. Marcos Merida, Prof<sup>a</sup> Dra. Rita de Cássia Verenguer e Prof. Ms. Ronê Paiano, que me proporcionaram a oportunidade de ingressar na Universidade Presbiteriana Mackenzie, iniciando de fato a Vida Acadêmica e permitindo mais esta etapa.*

*À Grande Amiga, Rosa Maria Lima, que apoiou carinhosamente cada momento deste caminho.*

*Aos Colaboradores do Curso de Educação Física da Universidade Presbiteriana Mackenzie, Jaque e Lú, assim como também os do Curso de Fisioterapia, Maga e Aline e Wiliam, pelo apoio.*

*À Cris, da Biblioteca da UPM, que nos momentos de Busca, me Salvou e ao Junior da Informática que auxiliou na Formatação e Ajustes do Software.*

*Ao pessoal do Administrativo do Campus Alphaville: Alexandre, Dani, Mara, Iracy, Suelly, que em todos os momentos necessários se Empenharam na busca de opções para me Ajudar.*

*Aos Colaboradores do Campus Mackenzie - São Paulo, que proporcionaram e facilitaram o meu período de curso, em especial à Daniele Aparecida Gomes, que sempre com muito carinho me auxiliou.*

*Aos colegas de Turma, que juntos muitas “alegrias e alguns desesperos dividimos”.*

*Aos Professores Doutores do Curso de Doutorado em Distúrbios do Desenvolvimento, mostrando e ensinando a trilha a ser seguida.*

*Aos Coordenadores Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Maria Cristina Trigueiro Veloz Teixeira e Coordenador Luiz Renato Rodrigues Carreiro, que se empenham para que este curso aconteça com grande valia e esforço.*

*Ao Antes Estagiário e Hoje... Prof. Igor Dias, que mais uma vez, mesmo por trás dos bastidores... me auxiliou. Um agradecimento especial para a sua mãe, Prof.<sup>a</sup> Marly Dias, que mais uma vez proporcionou a nossa entrada nas Escolas.*

*Aos Coordenadores, Professores e Funcionários das Escolas “Escola Estadual Princesa Isabel” e “Escola Estadual Coronel Raul Humaitá Villa Nova” e às Instituições “APAE de Barueri”, “APAE de Carapicuíba”, “APAE de São Paulo” e “APAE de Sorocaba” que nos permitiram fazer a pesquisa com seus Alunos, E que foram Maravilhosos.*

*Aos Alunos destas Escolas e Instituições, seus Pais e Responsáveis, um MUITO OBRIGADO ESPECIAL, pois sem a participação destes, não seria possível a realização deste estudo.*

*À D. Elza, que indiretamente e até sem saber, muito me auxiliou.*

*Às alunas do Curso de Fisioterapia do Mackenzie, Fêh e Tharine, que juntas fomos para as coletas, reuniões e estudos.*

*Ao MackPesquisa pelo Apoio Financeiro.*

*À minha Querida Prima Márcia, que eu sei o quanto torce e vibra para que tudo de melhor aconteça para mim.*

*À Amiga Ondina que sempre Permeia, não só em meus estudos, mas a nossa amizade.*

*À Amiga Carla, que dividimos muitos momentos para crescermos cada vez mais.*

*À Minha Muito Amiga Sônia “Pata”, que mesmo longe... Sempre Juntas!!!!*

*Ao Prof. Drando. Vinícius Barroso Hirota, Amigo para todas as horas e que nunca poupou esforços, para Sempre, me ajudar.*

*Thanks for all!!!*

*Obrigada mais uma vez a todos  
pela Oportunidade de Dividir e poder Aprender.*

*“Tu te tornas eternamente responsável  
por aquilo que cativas”  
Antoine de Saint-Exupéry, 1940*



## RESUMO

O equilíbrio estático vem sendo estudado em pessoas com Síndrome de Down (SD) devido às características peculiares da síndrome que comprometem o desenvolvimento global e afetam o controle postural. O presente estudo teve como objetivo avaliar o equilíbrio estático de crianças e adolescentes com SD na faixa etária entre 7 e 14 anos nas condições de olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF). Fizeram parte da pesquisa dois grupos com 80 participantes cada, sendo: Grupo com Síndrome de Down (GSD) e Grupo Controle (GC). Cada grupo contou com 40 crianças e 40 adolescentes totalizando 160 avaliados. A coleta ocorreu em instituições de atendimento especializado à população com SD e em escolas públicas do ensino regular na região de São Paulo e interior. O instrumento utilizado para coleta foi o Balance Board™ (BB) do Nintendo® Wii Fit e um *laptop* onde foi instalado uma versão adaptada do software LabVIEW 13.0 para leitura de dados provenientes dos sensores do BB. Os participantes foram avaliados com e sem informação visual por 30 segundos. As avaliações ocorreram a fim de caracterizar e comparar as oscilações posturais nas direções anteroposteriores e médio-laterais e a análise do centro de pressão (CP). Os resultados dos deslocamentos dos eixos X e Y e a indicação da massa do corpo mensurada pelos quatro sensores do BB foram comparados nas condições de OA e OF para os grupos e realizada com o programa estatístico Minitab 17. Os resultados indicaram que, pela análise dos sensores, não foram encontradas diferenças significativas nas condições de OA e OF entre os grupos. Contudo, pela análise do CP, o GSD apresentou maior oscilação e deslocamento nas situações de OA e OF quando comparado ao GC, sendo maior também para a faixa etária das crianças e na condição de olhos fechados. Os dados do estudo apontam para a necessidade do desenvolvimento de novos equipamentos de baixo custo para avaliação do equilíbrio e controle postural.

**Palavras-chave:** Equilíbrio Postural, Síndrome de Down, Avaliação, Tecnologia, Jogos de Vídeo

## **ABSTRACT**

The static balance has been studied in people with Down Syndrome (DS) due to the peculiar characteristics of the syndrome that compromise the overall development and affect postural control. This study aimed to evaluate the static balance of children and adolescents with DS aged between 7 and 14 years under the condition of open and closed eyes. The present study included two groups with 80 participants each: Group with Down Syndrome (GDS) and control group (CG). Each group included 40 children and 40 adolescents totaling 160 evaluated subjects. The assessment took place in specialized care institutions for people with DS and in public mainstream schools in the region of São Paulo and the countryside. The instrument used for data collection was the Balance Board™ (BB) of the Nintendo® Wii Fit and a laptop, in which a version of the LabVIEW 13.0 software was installed, for reading data from the BB sensors. Participants were evaluated with and without visual information for 30 seconds. The evaluations were performed in order to characterize and compare the postural sway in anteroposterior directions and medium-side and the pressure center analyses (COP). The results of the displacement of the X and Y axes and body mass indication measured by the four sensors of the BB were compared in terms of eyes open (EO) and eyes closed (EC) conditions for groups and performed with the statistical analysis using the Minitab 17 software. The results indicated that according to the analysis of the sensors, no significant differences in the conditions of OE and CE have been found between groups. However, the analysis of COP, the GDS presented greater sway and displacement in situations of OE and OC compared to the CG, this difference also being greater for the age group of children under EC condition. The study results point to the need to develop new low-cost equipment for assessment of balance and postural control.

Key words: Postural Balance, Down Syndrome, Evaluation, Technology, Video Games

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Figura 1</b> - Balance Board .....	37
<b>Figura 2</b> - Esquema Balance Board™: visão superior e inferior .....	38
<b>Figura 3</b> - Balance Board™ invertido .....	39
<b>Figura 4</b> - Diagrama do ambiente de coleta .....	43

## LISTA DE GRÁFICOS

<b>Gráfico 1</b> - Variáveis X e Y para crianças do GC .....	47
<b>Gráfico 2</b> - Variáveis BL, BR, TL, TR para crianças do GC .....	47
<b>Gráfico 3</b> - Variáveis X e Y para adolescentes do GC .....	48
<b>Gráfico 4</b> - Variáveis BL, BR, TL, TR para adolescentes do GC.....	48
<b>Gráfico 5</b> - Variáveis X e Y para crianças do GSD .....	49
<b>Gráfico 6</b> - Variáveis BL, BR, TL, TR para crianças do GSD .....	49
<b>Gráfico 7</b> - Variáveis X e Y para adolescentes do GSD .....	50
<b>Gráfico 8</b> - Variáveis BL, BR, TL, TR para adolescentes do GSD .....	50
<b>Gráfico 9</b> - Olhos Abertos em Cr e Ad do GC para X e Y .....	51
<b>Gráfico 10</b> - Olhos Abertos em Cr e Ad do GC para BL, BR, TL e TR .....	51
<b>Gráfico 11</b> - Olhos Fechados em Cr e Ad do GC para X e Y .....	52
<b>Gráfico 12</b> - Olhos Fechados em Cr e Ad do GC para BL, BR, TL e TR .....	52
<b>Gráfico 13</b> - Olhos Abertos em Cr e Ad do GSD para X e Y .....	53
<b>Gráfico 14</b> - Olhos Abertos em Cr e Ad do GSD para BL, BR, TL e TR .....	53
<b>Gráfico 15</b> - Olhos Fechados em Cr e Ad do GSD para X e Y .....	54
<b>Gráfico 16</b> - Olhos Fechados em Cr e Ad do GSD para BL, BR, TL e TR .....	54
<b>Gráfico 17</b> - Olhos Abertos em Cr do GC e GSD para X e Y .....	55
<b>Gráfico 18</b> - Olhos Abertos em Cr do GC e GSD para BL, BR, TL e TR .....	55
<b>Gráfico 19</b> - Olhos Fechados em Cr do GC e GSD para X e Y .....	56
<b>Gráfico 20</b> - Olhos Fechados em Cr do GC e GSD para BL, BR, TL e TR .....	56
<b>Gráfico 21</b> - Olhos Abertos em Ad do GC e GSD para X e Y .....	57
<b>Gráfico 22</b> - Olhos Abertos em Ad do GC e GSD para BL, BR, TL e TR .....	57
<b>Gráfico 23</b> - Olhos Fechados em Ad do GC e GSD para X e Y .....	58
<b>Gráfico 24</b> - Olhos Fechados em Ad do GC e GSD para BL, BR, TL e TR .....	58

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> - Distribuição dos participantes por idade e sexo .....	46
<b>Tabela 2</b> - Olhos Abertos em Crianças e Adolescentes do GC .....	51
<b>Tabela 3</b> - Olhos Fechados em Crianças e Adolescentes do GC .....	52
<b>Tabela 4</b> - Olhos Abertos em Crianças e Adolescentes do GSD .....	53
<b>Tabela 5</b> - Olhos Fechados em Crianças e Adolescentes do GSD .....	54
<b>Tabela 6</b> - Olhos Abertos em Crianças do GC e GSD .....	55
<b>Tabela 7</b> - Olhos Fechados em Crianças do GC e GSD .....	56
<b>Tabela 8</b> - Olhos Abertos em Adolescentes do GC e GSD .....	57
<b>Tabela 9</b> - Olhos Fechados em Adolescentes do GC e GSD .....	58
<b>Tabela 10</b> - Variáveis do CP entre Cr e Ad com OA .....	61
<b>Tabela 11</b> - Variáveis do CP entre Cr e Ad com OF .....	61
<b>Tabela 12</b> - Diferença das Médias com OA .....	62
<b>Tabela 13</b> - Diferença das Médias com OF .....	63
<b>Tabela 14</b> - Comparação entre OA e OF para Cr do GC e GSD .....	64
<b>Tabela 15</b> - Comparação entre OA e OF para Cr e Ad do GC .....	65
<b>Tabela 16</b> - Comparação entre OA e OF para Cr e Ad do GSD .....	65
<b>Tabela 17</b> - Comparação entre OA e OF para Ad de GC e GSD .....	65

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

**AD** – Adolescente  
**AP** – Anteroposterior  
**BB** – Balance Board  
**BL** – Bottom Left  
**BR** – Bottom Right  
**CG** – Centro de Gravidade  
**cm** – Centímetro  
**COM** – Centro de Massa  
**CP** – Centro de Pressão  
**CR** - Criança  
**eBaViR** – easy Balance Virtual Rehabilitation  
**EEB** – Escala de Equilíbrio de berg  
**GC** – Grupo Controle  
**GSD** – Grupo Síndrome de Down  
**Hz** - Hertz  
**IC** – Intervalo de confiança  
**kg** – Quilograma  
**OA** – Olhos Abertos  
**OF** – Olhos Fechados  
**MIG** – Metal Inert Gas  
**ML** – Médio-lateral  
**mm** - milímetros  
**NI** – National Instruments  
**PF** – Plataforma de Força  
**RV** – Realidade Virtual  
**SD** – Síndrome de Down  
**TL** – Top Left  
**TR** – Top Right  
**V**- Velocidade  
**VM**- Velocidade média  
**WBB** – Wii Balance Board  
**WF** – Wii Fit

## Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	16
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b>	19
2.1	Alterações no Equilíbrio e Controle Postural	19
2.2	Síndrome de Down	19
2.3	Realidade Virtual	22
2.4	Balance Board™ como Instrumento de Avaliação do Equilíbrio	26
2.4.1	<i>Limitações do BB como Método de Avaliação</i>	32
2.4.2	<i>Passos para Calibração segundo Bobbert</i>	32
<b>3</b>	<b>OBJETIVOS</b>	35
3.1	Geral	35
3.2	Específicos	35
<b>4</b>	<b>MATERIAL E MÉTODOS</b>	36
4.1	Participantes	36
4.2	Local de Realização da Pesquisa	36
4.3	Instrumentos para Coleta de Dados	37
4.3.1	<i>Características do Balance Board™</i>	37
4.3.2	<i>Características do Software LabVIEW 13.0</i>	39
4.4	Procedimentos	40
4.4.1	<i>Cheragem de Calibração Do Balance Board™</i>	40
4.4.2	<i>Avaliação no Balance Board™</i>	42
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b>	44
5.1	Análise dos Resultados dos Sensores	45
5.1.1	<i>Comparação entre OA e OF para crianças e adolescentes no GC</i>	47
5.1.2	<i>Comparação entre OA e OF para crianças e adolescentes no GSD</i>	49
5.1.3	<i>Comparação entre crianças e adolescentes com OA e com OF no GC</i>	51
5.1.4	<i>Comparação entre crianças e adolescentes com OA e com OF no GSD</i>	53
5.1.5	<i>Comparação entre GSD e GC com OA e OF para Crianças</i>	55
5.1.6	<i>Comparação entre GSD e GC com OA e OF para Adolescentes</i>	57
5.2	Análise das variáveis relacionadas ao deslocamento do CP	59
5.2.1	<i>Resultados das variáveis relacionadas ao deslocamento do CP</i>	60
5.3	Desdobramentos do estudo	66
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	67
6.1	Limitações do Estudo	70

<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	72
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	73
<b>APÊNDICES</b> .....	81
APÊNDICE I – Carta aos Diretores e Coordenadores .....	81
APÊNDICE II - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – Pais ou Responsáveis .....	82
APÊNDICE III - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – Instituição .....	83
APÊNDICE IV – Ficha de Entrevista e Avaliação .....	84
APÊNDICE V – Ilustração de alvo em tamanho real .....	85
APÊNDICE VI – Diagrama – Casos de Uso .....	86
APÊNDICE VII – Diagrama de Classes .....	87
APÊNDICE VIII - Diagrama de Calibragem.....	88
APÊNDICE IX – Diagrama de Coleta de Dados .....	89
<b>ANEXO</b> .....	90
ANEXO I – Parecer Consubstanciado do CEP .....	90



## 1 INTRODUÇÃO

A criança interage no ambiente físico e social de forma dinâmica por meio de seus movimentos corporais e, para isso, é básico e necessário o equilíbrio corporal. A relação entre as forças internas e externas que atuam sobre o corpo humano na realização das ações motoras é primordial na manutenção da estabilidade (BARELA, 2000). Para Hall (2005) a estabilidade é a resistência do corpo à aceleração angular e linear ou a resistência à ruptura do equilíbrio. Duarte (2000) complementa que a estabilidade é a tentativa constante da neutralização dos momentos de força de qualquer perturbação para a permanência de uma certa postura.

“O equilíbrio é um processo complexo que depende da integração da visão, da sensação vestibular e periférica, dos comandos centrais e respostas neuromusculares e, particularmente da força muscular e do tempo de reação” (OVERSTALL, 2003, p. 153). A manutenção da postura requer a constante adaptação do tônus muscular e da coordenação do movimento, por meio de estruturas exteroceptivas e proprioceptivas que captam e conduzem os estímulos para o sistema nervoso central (PEREIRA, 2003).

Yamamoto e Ganança (2012) concordam, com base na literatura especializada, que por meio da interação do aparelho vestibular, dos estímulos visuais e da sensibilidade proprioceptiva o indivíduo é capaz de manter a postura ereta e realizar movimentos de aceleração e rotação, sem correr o risco de quedas ou instabilidades posturais.

O equilíbrio surge como uma variável importante durante a locomoção (LIMA et al., 2001) e constitui a base da coordenação dinâmica global, atuando como a noção e distribuição do peso relacionado ao ambiente. A visão, o sistema vestibular e o sistema somatossensorial fazem parte do sistema do controle postural (WINTER, 1995). Mesmo com alterações no sistema vestibular, ou na maioria das informações proprioceptivas, o indivíduo ainda consegue manter o equilíbrio por meio de pistas visuais (GUYTON, 1997). O sistema vestibular é perceptível às acelerações angulares e lineares e o sistema somatossensorial é formado por receptores que percebem a velocidade e a posição do corpo (WINTER, 1995). De uma maneira complexa, integrada e diferenciada, estes receptores agem no corpo humano diferentemente para cada tipo de estímulo (DUARTE, 2000). O equilíbrio é conhecido como a resultante zero da soma das forças e da soma dos momentos atuantes no corpo, seja ele na posição ereta quieta, quando ocorre a manutenção de uma postura corporal com o mínimo de oscilação ou dinâmico, que

acontece ao executar alguma tarefa que perturbe a orientação do corpo (HAY e REID, 1985).

As informações são recebidas pelo sistema neural e integradas à informação sensorial para acessar a posição do corpo no espaço e no ambiente (MOCHIZUKI e AMADIO 2003, SHUMWAY-COOK e WOOLACOTT, 2003). O sistema nervoso central contém todas as informações do desenvolvimento das habilidades motoras e, por isso, descreve todo o percurso para aquisição, controle e regulação dos movimentos (BARELA, 1997).

Para cada tipo de informação sensorial o sistema do controle postural atribui um peso ou valor de importância que dependerá da tarefa, gerando um ponto em torno do qual a massa do corpo está igualmente distribuída em todas as direções (WINTER, 1995; JEKA et al., 2000). O centro de massa (COM) é a média ponderada de cada segmento do corpo no espaço 3D, sendo uma variável influenciada pelo equilíbrio. Dependendo da tarefa, existem variações na intensidade e amplitude das oscilações corporais, demonstrando não haver necessidade de controle consciente do equilíbrio (CURY e MAGALHÃES, 2006).

O centro de gravidade (CG) age sobre todos os segmentos do corpo humano, sendo o centro das forças gravitacionais e podendo ser calculado a partir da média de cada segmento do corpo em um dado instante (DUARTE, 2000). Para Winter (1995), o CG é a projeção vertical no solo do COM.

A projeção da força vertical produzida por um indivíduo na posição ereta para controlar o COM, para Shumway-Cook e Woollacott (2000), é denominado centro de pressão (CP) e independente do COM, é a média ponderada das pressões da superfície do ponto do vetor vertical em contato com o solo e pode variar em relação aos deslocamentos do CG (WINTER, 1995). O dado do CP refere-se a uma medida de posição do indivíduo realizada em uma plataforma de força (PF), definida pelas coordenadas da direção anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML). As respostas neuromusculares garantem a projeção vertical do CG sobre a superfície de suporte na postura ereta e com os pés imóveis (DUARTE e FREITAS, 2010; BARELA e DUARTE, 2011).

As informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e as forças atuantes sobre o corpo são necessárias para a regulação do equilíbrio (DUARTE, 2000). O corpo estará mais estável à medida que apresentar respostas mais adequadas às perturbações posturais (HALL, 2005; DUARTE e FREITAS, 2010). O controle do equilíbrio é afetado pelo tipo de perturbação sensorial (ALCANTARA; PRADO;

DUARTE, 2012). Na postura em pé, mesmo quando parado, ocorre a oscilação. Desta forma, para Duarte e Freitas (2010), o termo postura ereta estática ou parada, embora comumente utilizado, é tecnicamente impreciso. Os termos mais adequados seriam postura ereta semi-estática ou postura ereta quieta, na qual os sujeitos são instruídos a ficar tão imóveis quanto possíveis num mesmo lugar por curtos períodos (DUARTE, 2000). Ambos os termos serão usados no presente estudo, uma vez que grande parte dos autores se refere ao equilíbrio como estático ou dinâmico, embora haja uma tendência atual à incorporação da postura ereta quieta como o termo mais ajustado ao que, de fato, se avalia quando a solicitação é permanecer sem movimento sobre a superfície de apoio.

Diante dessas constatações, o problema de pesquisa a ser investigado nesse estudo está voltado à avaliação da postura ereta quieta em crianças e adolescentes com Síndrome de Down (SD) tendo como hipótese que o desempenho desse grupo se apresenta diferenciado quando comparado a um grupo controle e que maiores oscilações posturais ocorrem na condição de olhos fechados.

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 Alterações no Equilíbrio e Controle Postural**

As alterações perceptivo-motoras variadas podem interferir na capacidade de realização das atividades motoras diárias da criança. Os distúrbios de movimento podem provocar limitações ou incapacidades, comprometendo as atividades funcionais em vida diária (DIAS et al., 2009).

A maioria das alterações no sistema nervoso e musculoesquelético pode levar a degeneração do controle do equilíbrio. A instabilidade do equilíbrio é um fator limitante nas atividades diárias (TOOKUNI et al., 2005).

A visão apresenta influência na correlação entre os parâmetros estabilométricos e os fatores biomecânicos para o controle do equilíbrio, considerando as propriedades da inércia do corpo que dependem da massa corporal e da altura (CHIARI et al., 2002).

Para atingir os objetivos relacionados a uma tarefa determinada são necessárias a percepção e a ação, respectivamente, a integração das informações sensoriais e a capacidade de produção de forças para controle de movimento, exigindo uma interação dos sistemas musculoesquelético e neural contínua (SHUMWAY-COOK e WOOLACOTT, 2003; BARELA, 2000).

A resposta compensatória após uma perturbação no equilíbrio faz com que seja reposicionado o COM na base de apoio, sendo de grande valia para as respostas diante de novas perturbações (HALL e JENSEN, 2004).

Para avaliar o controle postural, diferentes métodos estão sendo utilizados com objetivo de quantificar distúrbios, possibilitando um melhor tratamento (TOOKUNI et al., 2005). A variável mais utilizada entre os pesquisadores para quantificar o desempenho nas atividades de equilíbrio é o CP.

### **2.2 Síndrome de Down**

A Síndrome de Down (SD) vem sendo descrita em trabalhos acadêmicos a partir do século XIX, mas existem indicativos de que ela sempre esteve presente na espécie humana. Essas evidências aparecem em achados arqueológicos, esculturas ou pinturas

encontradas em datas anteriores, já no período antes de Cristo (SCHWARTZMAN, 1999; STRATFORD, 1989, 1997).

A doença foi descrita pelo médico inglês John Langdon Down, em 1866 e chamada de mongolismo. Sua descrição fenotípica apontava características que levavam ao fácil reconhecimento da síndrome, como: prega palmar única, clinodactilia, pregas epicantais, metacarpos e falanges curtas nas mãos, excesso de pele na região posterior da nuca, fissuras palpebrais em declive, entre outras (HARRIS e TADA, 1994; SCHWARTZMAN, 1999).

Foi apenas em 1959, que o francês Jérôme Lejeune desvendou sua etiologia genética, relatando a presença de um cromossomo extra no grupo G, par 21, caracterizando uma trissomia, sendo esta a principal alteração genética da SD (BRUNONI, 1999; HARRIS e TADA, 1994).

Outras características comuns à síndrome são: presença de complicações respiratórias, cardiopatias congênitas, distúrbios metabólicos, problemas relacionados à visão, como estrabismos e hipermetropia, perda auditiva uni ou bilateral, alterações ortopédicas da coluna vertebral, como a instabilidade atlanto-axial, entre outras (SCHWARTZMAN, 1999; STRATFORD, 1997).

A SD causa diversas alterações físicas e biológicas por ser um erro genético, acarretando atraso global no desenvolvimento, comprometendo a aquisição das habilidades motoras, de linguagem e cognitivas, refletindo na estruturação do esquema corporal e proprioceptivo, gerando necessidades específicas de estimulação e intervenção profissional. (FURLAN et al., 2008).

Historicamente, as pessoas com SD vêm sendo consideradas como deficientes mentais severos, incapazes de obter um raciocínio lógico e operacional. O próprio John Down, influenciado pela teoria de evolução das espécies de Charles Darwin, acreditava que esta condição genética era um retorno a um tipo racial mais primitivo, chamando-os inadequadamente de “idiotas mongóis” (PUESCHEL, 1993).

Devido aos preconceitos gerados desde sua descoberta, essas pessoas que eram classificadas como pertencendo ao tipo de deficiência mental mais severa, ficaram desacreditadas e não participavam de programas que pudessem desenvolver sua potencialidade máxima (BLASCOVI-ASSIS, 1997).

Em decorrência das mudanças que atingiram as perspectivas educacionais e de saúde, hoje a pessoa com SD, desde a sua infância, têm acesso a processos educacionais que respeitam seu ritmo e acreditam em seu potencial de desenvolvimento. Pode-se

observar nos últimos anos, que seu nível de desenvolvimento e perspicácia aumentou bastante (STRATFORD, 1989), inclusive com aumento nas pontuações de testes de inteligência, relacionando-se este fato aos programas de estimulação mais eficazes (FREIRE; DUARTE; HAZIN, 2012).

Em referência aos aspectos do desenvolvimento motor, diversos autores têm direcionado suas pesquisas para a identificação da fase de aquisição de habilidades motoras específicas para cada idade e sobre o desempenho em tarefas motoras que envolvem situações de coordenação e equilíbrio. É possível observar atraso no desenvolvimento motor das crianças e jovens com SD, quando comparadas com crianças e jovens com desenvolvimento típico, relatando escores inferiores em testes de destreza e equilíbrio. (GUIMARÃES et al., 2012; MENEGHETTI et al., 2009; PRIOSTI et al., 2013; SOUZA et al., 2012).

O desenvolvimento das crianças com SD, para Carvalho e Almeida, (2008) é semelhante ao desenvolvimento das crianças neurologicamente normais, mas o desenvolvimento destas crianças apresenta dificuldades motoras e também déficits posturais.

Segundo Shumway-Cook e Woollacott (1985), as crianças com SD apresentaram alterações no controle do equilíbrio, como por exemplo, maior oscilação postural e também maior lentidão na resposta motora, gastando mais tempo do que as crianças sem a síndrome para ativar os músculos posturais.

O estudo de Meneguetti et al. (2009), que avaliou e comparou o equilíbrio estático nas condições de olhos abertos (OA) e olhos fechados (OF), em 25 crianças e adolescentes, de 7 a 14 anos, sendo 11 com SD e 14 no grupo controle, apontaram, a partir da biofotogrametria computadorizada, que o grupo com SD oscilou mais que o grupo controle, com e sem informação visual, tanto na direção anteroposterior, quanto no plano médio-lateral, confirmando desvantagem no desempenho do grupo com SD.

No estudo de Flores e Bankoff (2010) foram analisadas as oscilações do CP estáticas e dinâmicas, utilizando a baropodometria, para um grupo de 12 adolescentes com SD, com idade entre 14 e 19 anos, de ambos os sexos. Para a avaliação estática, o grupo permaneceu na PF em apoio bipodal, realizando o teste com OA e OF. Já para a análise dinâmica, foi avaliada a duração do tempo e as fases que cada um apresentou na PF, antes e depois das aulas de dança ministradas, com duração de 60 minutos, 2 vezes por semana. Foi constatada evolução física e intelectual, podendo melhorar a coordenação, lateralidade, conscientização corporal, espacial, no desenvolvimento da

expressividade e na distribuição das cargas plantares. Esses achados sugerem necessidade de intervenção terapêutica voltada para a estimulação de atividades de equilíbrio para esta população. Isto inclui desde procedimentos de avaliação e reavaliação até a elaboração de programas que contemplem os objetivos traçados.

O processo de reabilitação continua a ser um desafio para profissionais, pacientes e suas famílias. A tecnologia de Realidade Virtual (RV) vem crescendo como recurso e estratégia de reabilitação na tentativa de superar as limitações das intervenções tradicionais. Todavia, o uso dessas ferramentas tem gerado debates e posicionamentos divergentes, surgindo a necessidade de novos estudos de pesquisa que fundamentem seu uso e indicação.

### **2.3 Realidade Virtual**

O termo “realidade virtual” define os mundos virtuais desenvolvidos com o uso de tecnologia fazendo com que o usuário se sinta em outra realidade. Simula um ambiente real, por meio de uma experiência de imersão e interação, geradas por computador (YAMAMOTO E GANANÇA, 2012).

Os jogos de vídeo games interativos podem ser utilizados como uma ferramenta alternativa para promover tratamentos terapêuticos, além de proporcionar diversão e prática da atividade física (OSÓRIO et al., 2012). Profissionais de diversas áreas investem em estudos com o intuito de superar as limitações das intervenções tradicionais por meio da aplicabilidade da RV (DORES et al., 2012). A RV proporciona a simulação de um ambiente em tempo real, onde o usuário pode interagir por meio de uma interface computadorizada. Ela vem sendo explorada importantemente como estímulo para a prática de exercícios físicos e também como ferramenta para intervenções nos programas de reabilitação para diferentes patologias e deficiências (POMPEU, 2012).

Os jogos de realidade virtual apresentam um forte aspecto motivacional para seus usuários, proporcionado pela interação entre o mundo real e o mundo virtual (ARROXELLAS, 2015). No estudo de Monteiro Junior (2011), foi apontado o quanto é importante a motivação para a continuidade do tratamento dos pacientes a fim de atingirem resultados benéficos. A RV apresenta-se como estratégia motivacional nos tratamentos fisioterapêuticos, assegurando desta forma, que os pacientes permaneçam no programa facilitando assim o alcance dos resultados positivos. Complementando, Diez-

Alegre e Cuerda (2012) citam que a RV, quando aplicada no tratamento tradicional, torna a sessão mais agradável e atrativa.

Schiavinato et al. (2010) apontam que a RV vem se destacando na reabilitação neurológica por ser um recurso diferenciado dos métodos tradicionais. Estes autores abordaram em seu estudo que a principal função do cerebelo é a avaliação e correção dos movimentos iniciados pelas áreas motoras, sendo primordial para a manutenção do equilíbrio. Desta forma, a RV destaca-se nos programas de reabilitação neurológica, por ser diferente das intervenções tradicionais, permitindo um feedback visual imediato, possibilitando um maior estímulo e motivação ao paciente. Esta tecnologia permite que as pessoas com deficiência vivenciem situações de formas diferentes, objetivando melhora nas funções físicas, cognitivas e psicológicas, utilizando os jogos virtuais (SCHIAVINATO et al., 2010; CORRÊA et al., 2011).

Com o intuito de investigar a contribuição da RV como estratégia de reabilitação, Dores et al. (2012) revisaram sistematicamente a literatura, identificando 963 trabalhos científicos indexados, dos quais, foram analisados 288 títulos e resumos, após os critérios de exclusão, na base de dados *ISI Web of Knowledge*, até novembro de 2010. Algumas categorias foram dimensionadas para análise dos dados, destacando-se entre elas a que tratou especificamente da realidade virtual, verificando sua aplicabilidade, seus efeitos e as tendências. Os resultados apresentaram como vantagens a possibilidade de seu uso nos diferentes domínios, comportamentos, funções cognitivas, doenças neurológicas, incapacidades físicas e a probabilidade de superar os limites. E como limitações foram apontados os efeitos colaterais da RV, tais como problemas oculares, náuseas e situações de desconforto. Condições como a idade, a organização do ambiente e as precauções necessárias para a prevenção de acidentes também foram apontadas como limitações. A conclusão do estudo indica para a tendência do uso da RV na reabilitação, recomendando a continuidade na investigação dos estudos que buscam avaliar a aplicabilidade da RV na reabilitação em geral e especificamente na (neuro) cognitiva.

Diversos aspectos podem ser trabalhados por meio da RV, entre eles a coordenação global, a destreza motora e o equilíbrio. Monteiro (2011) ressalta que os estudos científicos devem considerar a relação existente entre a população (deficiência), a RV (intervenção) e os aspectos motores.

A neuroreabilitação por meio da RV vem ganhando cada vez mais espaço entre as estratégias de avaliação e intervenção nas propostas de atendimento especializado. A *Wii Reabilitação*, denominação que tem sido empregada à utilização do videogame



Nintendo® Wii em ambiente educacional ou terapêutico, tem sido estudada por pesquisadores em diversos países (SOARES et al., 2015).

No Brasil, ainda são raras as pesquisas com o recurso do Wii Balance Board™ (WBB) para a população com SD. Pereira et al. (2013) realizaram um estudo de caso com um menino de 8 anos, com SD sem nenhuma outra doença associada, que praticou 3 jogos do Nintendo® Wii™, 20 minutos, 3 vezes por semana, durante 30 dias em 12 sessões para avaliar o impacto das alterações cardiorrespiratórias agudas na reabilitação. Foram mensuradas as frequências cardíaca e respiratória, podendo assim ser verificada a efetividade aeróbica na atividade virtual realizada. Além de ter sido criado um ambiente divertido, sendo indicado para a reabilitação e o condicionamento físico para crianças com SD nesta faixa etária.

Rahman (2010) investigou 30 crianças com SD, com a idade de 10 a 13 anos, de ambos os sexos, divididos aleatoriamente em 2 grupos iguais, na intenção de avaliar o efeito do WBB no equilíbrio de crianças com SD, medindo o desempenho pelo teste de Equilíbrio *Bruininks-Oseretsk Test of Motor Proficiency*. A fisioterapia tradicional foi aplicada ao grupo controle. Para o grupo estudado foi associada 3 jogos do WBB que foram praticados por seis semanas. Os resultados evidenciaram melhora significativa no equilíbrio do grupo estudado quando comparado ao grupo controle, sugerindo que os jogos do WBB, se utilizados como terapia, podem melhorar o equilíbrio de crianças com SD.

Santos et al. (2013), em um estudo de caso, realizado com duas crianças com SD, sendo uma de cada sexo, e idade de 11 e 12 anos, avaliaram a eficácia do vídeo game como recurso motivador de atividade física, em 16 sessões individualizadas, sendo duas sessões por semana, com duração de 20 minutos por 2 meses de intervenção, utilizando 3 jogos do WBB de equilíbrio e controle postural. Para a avaliação e comparação do desempenho do equilíbrio das crianças, foi aplicada a Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) e utilizado o WBB para a identificação do COM, antes e após a intervenção. Os autores concluíram que o WBB pode trazer benefícios para a melhora no déficit de equilíbrio, registrado a partir do aumento da pontuação da EEB, e melhor ajuste do COM para as crianças estudadas, apresentando também melhores pontuações nos jogos e nas provas físicas que são oferecidas pelo console.

No estudo de Wuang et al. (2011) com 105 crianças de 7 a 12 anos de idade, com SD, as mesmas foram aleatoriamente divididas em dois grupos que foram designados, um para a intervenção com os jogos do Nintendo® Wii e outro com a terapia ocupacional

padrão. Esses dois grupos foram comparados com outras 50 crianças que formaram o grupo controle. Cada grupo teve a intervenção de 60 minutos, 2 vezes por semana, durante 24 semanas. Avaliações com funções sensório-motoras foram realizadas pré e pós intervenção. O grupo que recebeu a intervenção virtual demonstrou melhora nas funções motoras, sendo este tipo de intervenção indicada para crianças com SD.

Outros autores também obtiveram resultados positivos neste tipo de intervenção atuando em outros diagnósticos. Gil Gómez et al. (2011) realizaram um estudo com 17 adultos jovens, 11 homens e 6 mulheres portadores de lesão cerebral adquirida, com o intuito de avaliar a aplicação do eBaViR (*easy Balance Virtual Rehabilitation*), sistema baseado no WBB. Os autores constaram que o sistema é seguro e eficaz para a melhora do equilíbrio estático.

Barcala et al. (2011), utilizando a EEB e a estabilometria, avaliaram antes e após as intervenções com o WBB, 12 pacientes hemiparéticos pós Acidente Vascular Encefálico, sendo 5 do sexo masculino e 7 do sexo feminino, com idade média de  $58 \pm 12,57$  anos, divididos aleatoriamente em dois grupos. Um grupo realizou por uma hora a fisioterapia convencional e o outro grupo realizou 30 minutos da convencional associado a 30 minutos de treino com o WBB, por 10 sessões sendo 2 vezes por semana. Ficou evidenciado que a fisioterapia convencional associada ao treino de equilíbrio com o uso do WBB apresentou resultados significantes na reabilitação fisioterapêutica. Na EEB, ambos os grupos obtiveram melhora no controle do equilíbrio estático e dinâmico, já na estabilometria, que mensura a oscilação do CP, foi encontrada menor variabilidade na oscilação anteroposterior de OA e OF para o grupo que treinou com o WBB. Desta forma, conclui-se que o WBB pode ser um recurso interativo e lúdico, promovendo motivação quando associado às sessões de fisioterapia.

Shih et al. (2011) realizaram um estudo com 2 participantes do sexo masculino, um com 17 anos de idade, diagnosticado com incapacidade intelectual, incapaz de falar, dificuldade em se mover e pouco foco de concentração e o outro com 18 anos de idade, classificado na faixa intermediária de deficiência intelectual. Os autores testaram a capacidade de execução para realizar a atividade física proposta com simples instrução e controlar a estimulação ambiental utilizando o WBB. Havia no ambiente 3 equipamentos de Balance Board (BB). Foi solicitado para que os avaliados se dirigissem de um equipamento para o outro, devendo permanecer por 6 segundos em cada um, conforme o comando recebido. Os resultados apontaram melhoras significativas nos participantes ao

realizar esta atividade proposta por meio da ativação do controle ambiental durante as fases de intervenção.

## **2.4 Balance Board™ como Instrumento de Avaliação do Equilíbrio**

Até pouco tempo, os jogos de videogame eram avaliados por muitos estudiosos de modo negativo por suas consequências relacionadas ao uso excessivo e ao aumento de agressividade, trazendo ainda complicações para a saúde e para o convívio social. Hoje, algumas pessoas podem se surpreender com o uso desse recurso como terapêutico, de acordo com Griffiths (2003).

Diversos equipamentos de vídeo games estão disponíveis no mercado e, atualmente, os jogos interativos que se utilizam da RV, tem despertado um grande interesse para as pesquisas.

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 a leitura destes movimentos (NINTENDO, 2010).

A Nintendo® lançou o BB, acessório periférico que se conecta ao Wii Fit™ (WF). Este consiste em um pacote de jogos que estimula 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 quatro sensores que fornecem informações em tempo real e de forma divertida para o usuário realizar atividades de equilíbrio (PIGFORD e 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 através de sensores de pressão, denominados BL (Bottom 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, facilidade de transporte e uso, portabilidade, a utilização deste sistema é simples, basta conectar o console em um monitor de televisão e seus acessórios levando um período aproximado de três minutos para configurá-lo e acessar as opções de intervenções orientadas para o equilíbrio que podem ser utilizadas por várias áreas de cuidadores da saúde (PIGFORD e ANDREWS, 2010).

A tecnologia do Nintendo® WBB vem sendo estudada como instrumento de avaliação do equilíbrio (CLARK et al., 2010), constituindo-se em atividade de fácil entendimento após uma única instrução (PIGFORD e ANDREWS, 2010).

O WBB é considerado produto comercial e apresenta as vantagens de ter custo baixo, fácil obtenção, boa assistência técnica e atualizado com uma recente tecnologia (SHIH et al., 2010).

Para Griffiths (2003), fica evidente que o uso correto dos videogames pode atingir um benefício terapêutico para diferentes problemas de crianças e adolescentes, como tratamento quimioterápico, psicoterapias, problemas emocionais e comportamentais e problemas de saúde.

Diversos autores têm utilizado a RV em programas voltados para pacientes com diferentes diagnósticos ou em sujeitos saudáveis. Entre os recursos estudados estão os ambientes virtuais criados para estímulos específicos e alguns games, como por exemplo o Nintendo® Wii e suas variações. O público alvo tem sido composto por pessoas com diagnósticos de acidente vascular encefálico, lesão medular, doenças neurológicas diversas e quadros ortopédicos. A faixa etária predominante nos estudos é de adultos.

Dias et al. (2009) citam em seu estudo que, até pouco tempo, o que se tinha de mais interessante em sessões de reabilitação era uma bola colorida. Hoje já existem, pelo menos em algumas clínicas, como nos EUA, Canadá e Europa os jogos do Wii com seus acessórios, que acoplados, podem trabalhar diferentes músculos, como por exemplo, o acessório BB e o jogo WF para membros inferiores e o Wiimote junto com o Wii Sports para membros superiores.

Alguns pesquisadores já vêm utilizando este sistema para o planejamento de programas de reabilitação em pacientes com déficit de equilíbrio (DEUTSCH et al., 2008), podendo seus dados serem coletados e utilizados para análise em pesquisas.

No estudo de Pigford e Andrews (2010), percebeu-se que muitas vantagens foram encontradas ao realizar exercícios de equilíbrio feitos no WBB comparado com as técnicas de equilíbrio dos tratamentos tradicionais. Uma vantagem é a utilização de um ambiente de interatividade e desafiador, sinalizando no final de cada jogo uma pontuação por objetivo baseada na performance do paciente, o que motivou a um melhor desempenho para a tarefa seguinte. Estudos anteriores com indivíduos idosos apontaram benefícios adquiridos com a utilização de jogos para a reabilitação (FLYNN et al., 2007; RAND, KIZONY, WEISS, 2008).

Estudos sobre equilíbrio e RV foram encontrados em artigos com adultos saudáveis, jovens e idosos, variando de 7 a 23 sujeitos. Kenyon et al. (2004) discutiram as diversas formas de ambientes virtuais que estão disponíveis e o quanto estas são ferramentas importantes para a reabilitação. Weiss et al. (2004) descreveram como a tecnologia de vídeo captura funciona, fornecendo uma visão geral de alguns estudos que avaliaram o uso de tecnologias de captura de vídeo para a reabilitação.

Aimonetti (2009) aborda que o Wii é uma ferramenta atraente para os idosos, sendo um ótimo acessório para minimizar os problemas de desequilíbrio, facilitando e aumentando a possibilidade de aplicações para exercícios intelectuais, atividades físicas e jogos em geral, embora possa ter consequências perigosas decorrentes da falta de aquecimento e a ocorrência de acidentes domésticos. Ainda cita que doenças como Alzheimer, Parkinson e as neurodegenerativas deverão ser estudadas para verificar se são beneficiadas pelo uso de games.

O estudo de Pigford e Andrews (2010) relata que os pacientes ansiosamente optam pelas tarefas de equilíbrio no WBB ao invés dos tratamentos tradicionais, o que parece motivar a sua prática e a atenção durante os treinos.

O WBB pode ser utilizado para muitas aplicações especiais junto com programas assistenciais, como um detector de alto desempenho para a postura em pé inclusive para pessoas com deficiência, baseado na utilização de programas de avaliação de equilíbrio como o *Change of Standing Posture*, considerando que o usuário pode ajustar a sua postura após a análise fornecida pelos sensores (SHIH et al., 2010). Superfícies com diferentes alturas e densidades podem ser incorporadas para aumentar o nível de dificuldade das atividades (PIGFORD e ANDREWS, 2010).

Shih et al. (2010) realizaram um estudo com dois sujeitos com deficiências múltiplas na intenção de saber se estes seriam capazes de controlar os estímulos ambientais com oscilações na posição ortostática, atingindo a estimulação desejada por meio do WBB. Neste estudo, para estabelecer uma conexão com o WBB, foi conectado um mini computador, modelo Eee Box da marca ASUS®, fabricado em 2009, instalado com um software adaptado e um adaptador Bluetooth e ainda foi desenvolvido para a resposta alvo, um programa de detecção da mudança da postura ereta. O programa foi criado para fazer a leitura da sequência de dados da pressão exercida pela mudança da postura em pé nos quatro sensores do WBB, podendo com esta configuração ser usada como um detector de postura ereta de alto desempenho.

Rahman (2010) fez o primeiro estudo de RV em 30 crianças de 10 a 13 anos de idade, com SD, dividindo-as em grupos controle (terapia tradicional) e de estudo (terapia tradicional e jogos do WBB). Foi utilizando o teste de Equilíbrio *Bruininks-Oseretsk Test of Motor Proficiency*, o qual verificou alta significância na melhora do equilíbrio para o grupo de estudo quando comparado com o grupo controle, mostrando que o WBB pode melhorar o equilíbrio em crianças com SD.

Maior variabilidade nas respostas dos adolescentes foi encontrada ao comparar as oscilações anteroposteriores e médio-laterais com OA e OF em um grupo de 80 crianças e adolescentes, com idade entre 7 e 14 anos, pareados pela idade e sexo. A autora conclui estes achados após os participantes terem realizado 3 tentativas com OA e 3 tentativas com OF, permanecendo por 60 segundos, em apoio bipodal, o mais quieto possível para ser feita a leitura dos valores dos sensores de pressão do BB, leitura esta realizada pela adaptação do programa LabVIEW 11.0 da National Instruments Brazil (NI), concluindo que o BB pode ser um equipamento alternativo para a avaliação do equilíbrio estático (ROMANO, 2012).

Para investigar a confiabilidade e validade dos dados gerados pelo WBB, Park e Lee, (2014), utilizaram o software de avaliação “Balancia” e testaram em 20 adultos saudáveis, entre 18 e 40 anos de idade, sendo 12 do sexo masculino e 8 do sexo feminino. Foram realizados 3 ensaios com 4 tarefas que envolviam apoio bipodal com OA e OF, por 30 segundos e apoio unipodal com OA e OF por 10 segundos. Entre os ensaios foi realizada uma pausa de 10 segundos e no mínimo um intervalo de 60 segundos entre as tarefas. Se mesmo após esta pausa, o participante apresentasse instabilidade, uma pausa adicional em tempo suficiente era provida antes da realização da próxima medida. A análise estatística foi feita a partir da média das medidas de desfecho do comprimento do CP e velocidade média (VM) do CP e comparados com os dados derivados de uma PF, padrão ouro, dados estes que se apresentaram excelentes na confiabilidade inter e intra-avaliadores, e simultaneamente a validade entre as tarefas apresentou-se consistentemente excelente, concluindo assim que o WBB pode ser uma ferramenta de medida de equilíbrio, barata e disponível, para pacientes em situações clínicas e tornar-se uma ponte para ligar os experimentos de laboratório e situações clínicas.

No estudo de Chang et al. (2013), para avaliar o equilíbrio foi calculada a média de deslocamento do CG de 3 testes que foram realizados por 20 jovens adultos saudáveis e 20 idosos analisando a confiabilidade e validade do WBB com o *Smart Balance Master System*, considerado um instrumento com boa confiabilidade e validade para teste de

equilíbrio, mas com alto custo. A placa de força registra as medidas derivadas das modificações da postura e está ligado a um monitor de computador, no qual pode ser visualizado o CG como um feedback visual. Os testes de equilíbrio realizados foram em apoio bipodal com os OA e OF e em apoio unipodal (perna dominante), OA mantendo estas posições por dez segundos sendo 3 tentativas cada ensaio com intervalo de 10 minutos. Não foram encontradas diferenças significativas, apresentando o WF, uma boa correlação intraclasse (0,86-0,99) para as pessoas idosas e as correlações positivas ( $r = 0,58-0,86$ ) com o *Smart Balance Master System*, recomendando que o WBB é uma ferramenta alternativa para avaliar a capacidade de equilíbrio com boa confiabilidade e alta validade para os idosos, mas os resultados deste estudo mostraram que o WBB tem baixa confiabilidade para os jovens adultos, e acreditam que a razão disto é a experiência que os adultos jovens tem por serem usuários frequentes do WBB.

Resultados satisfatórios foram encontrados por Larsen et al.(2014), com validade concorrente do WBB quando comparado com a PF da AMTI® OR6-7-1000, ao testar o equilíbrio estático em uma população de 58 crianças de 10 à 14 anos, realizando três séries de quatro diferentes testes de oscilação (apoio bipodal com OA , unipodal na perna dominante e não dominante OA e apoio bipodal com OF), no WBB e na PF da AMTI®, com descanso de 30 segundos entre cada teste e 10 à 12 minutos antes de repetir o procedimento na outra plataforma, concluindo que o WBB é uma ferramenta de baixo custo, confiável e válida, podendo substituir a PF da AMTI® em configurações de campo e em estudos de coorte maiores incluindo crianças.

Wikstrom (2012), em seu estudo encontrou baixa validade concorrente relativa aos resultados do CP e distâncias de alcance no *Star Excursion Balance Test*, e baixa confiabilidade intra e entre sessões ao investigar 45 participantes com idade entre 18 e 57 anos. O grupo foi composto por uma amostra heterogênea para certificar que a confiabilidade e a validade seriam estabelecidas independentemente do tipo de participante. Foram realizadas 2 sessões de testes com uma semana de descanso com a prática de 12 atividades de jogos do WF e tarefas de equilíbrio com apoio unipodal no teste *Star Excursion Balance Test*.

No levantamento realizado, um único artigo foi encontrado sobre a coleta de informações a partir de saltos no WBB, porém, pouco fica esclarecido como poderia ocorrer esta coleta, uma vez que o próprio fabricante contraindica no manual do usuário a prática de saltos sobre o BB, sinalizando perigo nesta ação. O grupo desenvolveu um sistema de medição de força usando o WBB, para validar o sistema comparando com uma

PF da AMTI<sup>®</sup>, padrão ouro, em dois tipos de experimentos, dinâmico e estático. Foram colocados os pesos de 10 a 180 kg progressivamente para a validação estática, no WBB e na PF, utilizando ambos os dispositivos, para a medição e comparação do componente vertical da força de reação do solo. Para a validação dinâmica, dois saltos foram realizados por 10 indivíduos, sem patologias de membros inferiores, no WBB e também na PF. Para os ensaios estático e dinâmico, encontrou-se uma correlação significativa entre os valores de pico, detectando com precisão o componente vertical da força de reação do solo na fase do salto, relatando que o WBB pode ser um instrumento preciso, portátil e de baixo custo em comparação com a PF, inclusive para a medida de salto vertical (YAMAMOTO e MATSUZAWA, 2013).

No estudo de Huurnink et al. (2013), a inovação foi comparar o WBB com a PF, padrão ouro, de uma maneira diferente do que vem sendo feito em outras pesquisas. Foram coletados os dados do CP simultaneamente, sobrepondo o BB sobre a PF. 6 homens e 8 mulheres, adultos, em uma única sessão, executaram 10 séries de 3 tarefas, permanecendo por 10 segundos em apoio unipodal com OA, depois com OF e realizando um pequeno salto para o lado. Corroborando que o BB é suficientemente preciso em quantificar a trajetória do CP, amplitude e velocidade durante a tarefa de equilíbrio com apoio unipodal.

Para avaliar o CP, Clark et al. (2011) mensuraram 23 adultos saudáveis em dois testes de agachamento, realizados com o intervalo de uma semana entre eles. Os participantes permaneceram com um pé em cada BB, realizando cinco ensaios de agachamento contínuos, nas condições com e sem feedback visual, com tempo real das cargas registradas em um monitor de computador, sendo que cada repetição de agachamento foi executada em 6 segundos (3 segundos para a fase descendente e 3 segundos para a fase ascendente). Este estudo encontrou uma excelente confiabilidade para a medida do CP. A base do cálculo do CP foi a fórmula de Bobbert, disponibilizada por Clark et al. (2010), em seu estudo de validação, na qual o cálculo da força Z = soma dos 4 sensores:

$$X_{cop} = \frac{0 - TL - BL + TR + BR}{F_z} \times CAL_x$$

$$Y_{cop} = \frac{0 - BL - BR + TL + TR}{F_z} \times CAL_y$$



Nesse estudo, Clark et al. (2010) validaram o WBB comparando-o a uma PF (padrão ouro) e consideraram o equipamento confiável para avaliação do equilíbrio. O estudo contou com 30 sujeitos adultos, sem nenhum diagnóstico associado, que participaram voluntariamente de tarefas variadas de equilíbrio para avaliação da postura ereta quieta com olhos abertos, fechados, em apoio uni e bipodal.

#### ***2.4.1 Limitações do BB como Método de Avaliação***

Embora a maioria dos estudos que se proponham a investigar o uso do WBB como forma de avaliação de equilíbrio demonstrem confiabilidade do equipamento, Bartlett et al. (2014) consideram que o WBB pode ser utilizado para mensurar o CP desde que esteja em boas condições e sua calibração seja verificada.

Não há consenso entre os autores sobre a frequência mínima de Hertz (Hz) adequada para realizar a leitura dos dados do WBB. Os estudos que especificaram os Hertz mostraram alta confiabilidade entre os valores de CP obtidos na PF, padrão ouro e no WBB. Apresentaram também variabilidade nesta frequência, apresentando, porém, alta confiabilidade entre os valores de CP obtidos na PF, padrão ouro e no WBB. Os estudos verificados que especificaram os Hertz, mostraram variabilidade nesta medida, apresentando porém, alta confiabilidade entre os valores de CP obtidos na PF, padrão ouro, e no WBB. Dois estudos foram encontrados realizando a medida do CP em aproximadamente 100 Hz (YAMAMOTO e MATSUZAWA, 2013; MICHALSKI et al., 2012). Scoppa et al. (2013) recomendaram que a leitura dos dados do CP seja feita no mínimo com 40 Hz, como a realizada no estudo de Clark et al. (2010; 2011). Mesmo utilizando uma frequência de 20 Hz, Huurnink et al. (2013), encontraram alta correlação entre as medidas obtidas, provando que a frequência de 20 Hz é fidedigna ao resultado da PF.

#### ***2.4.2 Passos para Calibração segundo Bobbert***

O uso do CP vem sendo referido em diversos estudos, entre eles destaca-se o grupo de Clark et al. (2010) que faz referência à calibração do equipamento e cálculo do CP. Este grupo de autores buscou a calibração do equipamento baseado no estudo delineado

por Bobbert et al. (1990), adotando modificações específicas, devido às limitações inerentes ao WBB, convertendo inicialmente os dados de cada um dos quatro sensores de força para um valor real. Para garantir a precisão dos valores foi realizada uma calibração, sendo encontrada uma relação linear entre o aumento da carga e o valor absoluto para cada sensor, indicando que, uma vez calibrado, cada sensor tem individualmente uma resposta linear à carga aplicada, permitindo a avaliação exata das forças que não são idênticas às cargas de calibração utilizadas. Os autores determinaram a força na direção vertical, apresentando também excelente linearidade, e visando a determinação dos eixos X e Y da coordenada CP. Foram necessários fatores de calibração para a correção da distância entre os sensores e a posição do centro verdadeiro para cada eixo. Foi encontrada estreita aproximação da coordenada CP com cargas conhecidas o que sugere que o BB fornece uma medida precisa do CP estático, quando realizada a avaliação dos valores de calibração do CP.

Limitações inerentes à utilização do WBB como uma PF para avaliar as coordenadas do CP foram encontradas devido à natureza de baixo custo do dispositivo, mas, mesmo assim, Clark, et al. (2010) ressaltam que os dados processados do CP no WBB são uma representação razoável do equilíbrio durante as tarefas que não têm um componente dinâmico horizontal. Esta hipótese foi verificada após a realização de testes em uma PF Kistler (modelo 9286AA), comparando os dados do CP para cada eixo, entre o software do fabricante (Bioware 3.0) e da equação de Bobbert, encontrando alta correlação entre os diferentes valores das coordenadas do CP.

Observa-se, a partir da literatura, que poucos estudos foram encontrados utilizando o WBB como instrumento de avaliação para pessoas com SD nas bases de dados. Clark et al. (2011) trouxeram importante contribuição quanto à validação do BB como meio de avaliação do equilíbrio quando comparado à PF. Young et al. (2011) indicaram em seu estudo que há a necessidade do desenvolvimento de programas com testes de avaliação do equilíbrio e jogos para o WBB que possam aprimorar o desempenho do equilíbrio em populações específicas, sendo esta proposta uma continuidade dos trabalhos de Clark. Outras investigações nesse campo merecem ser feitas com enfoque interdisciplinar, já 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 saudáveis e/ou na área da reabilitação, trazendo benefícios para o planejamento de atividades para os professores e terapeutas, tornando o ambiente mais motivador para os sujeitos avaliados.

### 3 OBJETIVOS

#### 3.1 Geral

Este estudo teve como objetivo avaliar o equilíbrio estático com OA e OF em crianças e adolescentes com Síndrome de Down com a idade de 7 a 14 anos com uso do Nintendo® Wii Fit – Balance Board™.

#### 3.2 Específicos

- Avaliar o uso do BB como instrumento para mensuração do equilíbrio na população com SD

Comparação entre informação visual, idades e grupos:

- OA e OF para crianças e adolescentes no GC
  - OA e OF para crianças e adolescentes no GSD
  - Crianças e adolescentes com OA e com OF para o GC
  - Crianças e adolescentes com OA e com OF para o GSD
  - GC e GSD com OA e com OF para crianças
  - GC e GSD com OA e com OF para adolescentes
- Desenvolver um software específico para cálculo do CP baseado na leitura de dados provenientes dos sensores do BB capturados pelo software LabVIEW

## **4 MATERIAL E MÉTODOS**

### **4.1 Participantes**

Participaram deste estudo 160 crianças e adolescentes, com idade escolar entre 7 e 14 anos, divididas em dois grupos: GSD e GC subdivididos em crianças e adolescentes. A amostragem do GSD foi composta por frequentadores de quatro instituições em função do interesse e disponibilidade para a participação. Para o GC, foi pareada quanto ao sexo e idade, por sorteio. Ambos os grupos sendo compostos por 80 participantes.

Como critério de inclusão para o GSD, os participantes tinham que apresentar o diagnóstico médico da SD e frequentar uma Instituição especializada ou escola do ensino regular, assim como 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 e/ou neurológicas que pudessem interferir/comprometer o desempenho nos testes, além de apresentar cardiopatia não corrigida para o GSD.

### **4.2 Local de Realização da Pesquisa**

As crianças e os adolescentes foram contatadas em 2 escolas públicas e em 4 instituições especializadas localizadas em São Paulo, Barueri, Carapicuíba e Sorocaba, onde foram realizadas as coletas de dados. O contato inicial ocorreu por telefone e foi então agendada reunião com o coordenador responsável pela aprovação de projetos no local. Após apresentação da ideia e concordância na participação foram entregues os documentos referentes ao comitê aos responsáveis (apêndices I, II e III). Todos os procedimentos éticos foram seguidos conforme a Resolução 466/12. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Presbiteriana Mackenzie sob parecer n. 649.020 e CAEE 30454214.8.0000.0084 (Anexo I).

### 4.3 Instrumentos para Coleta de Dados

Para a coleta de dados foram utilizados o acessório BB do Nintendo® Wii Fit™ (Figura 1), um notebook Dell, modelo Inspiron N5110, o software LabVIEW versão 13.0, disponibilizado gratuitamente pela NI. O software foi ajustado em sua programação por profissionais da NI especificamente para o uso do BB, a partir do qual foi iniciado o desenvolvimento de um software específico para leitura de dados provenientes dos sensores do BB.

Para a identificação e caracterização dos participantes, foi utilizado um questionário elaborado pelo pesquisador (Apêndice IV) para a realização da entrevista.

**Figura 1 - Balance Board**



Fonte: Nintendo (2010)

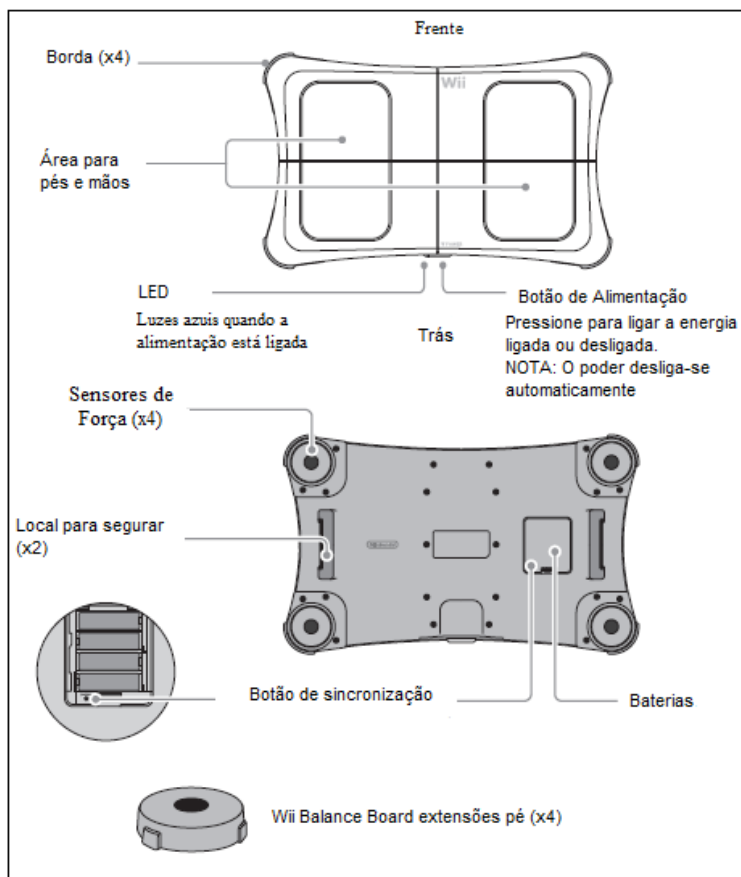
#### 4.3.1 Características do Balance Board™

O WBB, projetado para todas as idades (PIGFORD e ANDREWS, 2010), apresenta semelhanças a uma PF utilizada para pesquisas com padrão ouro, contendo quatro transdutores para registrar a força de reação do solo e os movimentos do CP (Figuras 2 e 3). Acoplado a um controlador e um console de videogame e seus variados softwares. (CLARK et al., 2010). Os sensores de força localizados em cada um dos cantos disponibilizam leituras calibradas (SHIH et al., 2010).

Por meio de uma calibração para verificação das grandezas envolvidas no processo de medidas constatou-se que os deslocamentos dos eixos X (horizontal) e Y (vertical) em centímetros que são responsáveis pela identificação da projeção vertical na superfície de suporte e que os sensores left, right, top e bottom no BB em quilogramas

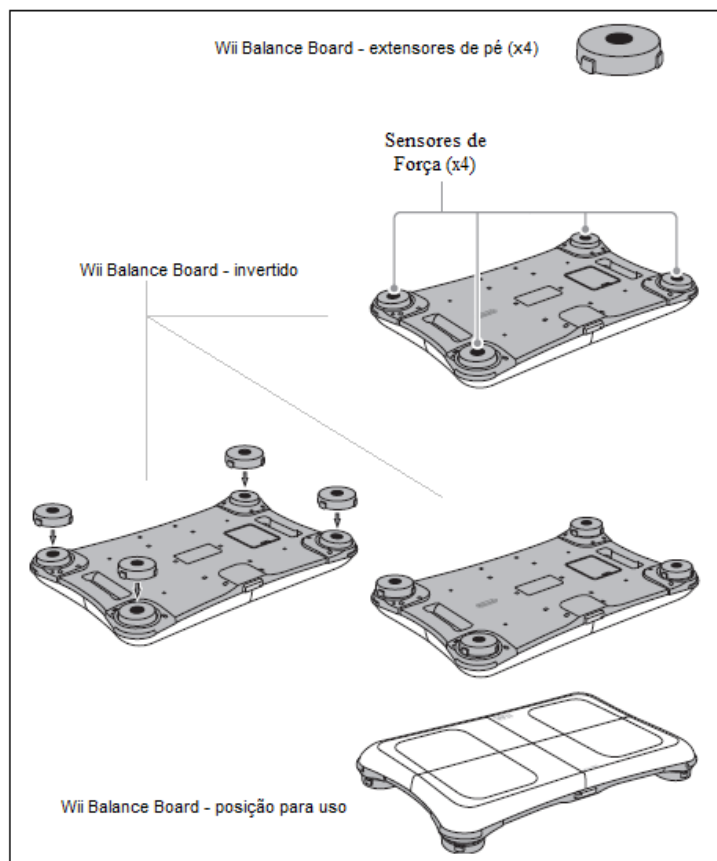
força, são responsáveis pela indicação da força vertical que é medido por cada sensor, fazendo uma comparação da carga atuante em cada vértice, indicando o valor médio, ou seja, a distribuição de carga atuante sobre o BB, possibilitando a captura de dados e medidas indicativas do desempenho para estas variáveis através do software LabVIEW 11.0 (ROMANO et al., 2013).

**Figura 2** – Esquema Balance Board™: visão superior e inferior



Adaptado de: NINTENDO

**Figura 3 - Balance Board™ invertido**



Adaptado de: NINTENDO

#### 4.3.2 Características do Software LabVIEW 13.0

Para a interpretação dos dados gerados pelo *feedback* do BB, foi utilizado o software LabVIEW 13.0. A linguagem de programação gráfica deste software é baseada no fluxo de dados e traduz o desempenho para plataformas de hardware em tempo real. As adaptações necessárias para desenvolvimento do software específico para leitura de dados provenientes dos sensores do BB foram realizadas em parceria com profissionais ligados à Escola de Engenharia da Universidade Presbiteriana Mackenzie e com técnicos da NI.

Paralelamente à coleta dos dados pelo software LabVIEW 13.0, foi elaborado um software para realização do cálculo de CP a partir da leitura dos dados obtidos pelo LabVIEW 13.0. Esses dados serão expressos através de um estabilograma e estatocinesigrama. O estabilograma é a série temporal do CP em cada uma das direções:



anteroposterior e médio-lateral, enquanto o estatocinesigrama é o mapa do CP na direção anteroposterior versus o CP na direção médio-lateral (DUARTE e FREITAS, 2010).

#### **4.4 Procedimentos**

No ato do convite, foi informada a necessidade de trajes adequados para a realização do teste. As avaliações ocorreram individualmente com horário agendado e com a presença da pesquisadora, de um auxiliar de pesquisa e do participante.

Para a aplicação do teste foi necessário um ambiente adequado, ou seja, com o mínimo de ruídos e bem iluminados.

Foram explicados, para cada participante, os procedimentos a serem realizados durante o teste, passo a passo, até o seu entendimento. A solicitação aconteceu da seguinte forma: *“Você deve subir na plataforma do BB e colocar seus pés nas marcas que estão desenhadas no equipamento. Tente ficar com a mínima movimentação possível, os braços ao longo do corpo, como se fosse uma estátua. Vou cronometrar e te digo quando você pode se mexer.”*

##### **4.4.1 Checagem de Calibração Do Balance Board™**

Sobre o termo calibração, o vocabulário internacional de metrologia, no item 2.39 (VIM, 2012), indica que:

Uma calibração pode ser expressa por meio de uma declaração, uma função de calibração, um diagrama de calibração, uma curva de calibração ou uma tabela de calibração. Em alguns casos, pode consistir de uma correção aditiva ou multiplicativa da indicação com uma incerteza de medição associada (p.28).

A respeito da curva de calibração, o item 4.31, da mesma recomendação estabelece que, uma curva de calibração expressa uma relação biunívoca que não fornece

um resultado de medição, pois ela não contém informação a respeito da incerteza de medição.

Posto dessa maneira, os termos corretos tanto para os eixos X e Y e demais sensores, bem como para o acerto das medidas no BB seriam ajuste ou verificação de zero. No entanto, como o termo calibração é utilizado de forma geral e em todos esses sentidos, o presente trabalho também irá utilizar o termo calibração para se referir às medidas efetuadas sem incluir as incertezas associadas em todo o processo.

Como informação, um processo de medição com calibração se remete ao estudo sistemático de incertezas tipo A e tipo B com o conjunto de medida. Esses parâmetros com características quantitativas e qualitativas expressam a confiabilidade de um resultado de uma medição. Por outro lado, isso vem de encontro à falta de precisão e exatidão, no que se refere ao mensurado ou sistema de medida (GUM, 2008).

A calibração do equipamento BB no presente estudo 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. Bartlett, Ting e Blingham (2014) realizaram procedimento semelhante para checagem do mesmo equipamento em estudo que concluiu que o BB pode fornecer informações necessárias para mensurar o equilíbrio humano. Os autores referem que o desgaste por uso não degrada significativamente seu desempenho. Para esses autores, o BB vem sendo utilizado com maior frequência para avaliar o controle postural substituindo a PF pelo baixo custo. O estudo do grupo utilizou 9 equipamentos BB, dentre eles, 6 muito usados e 3 menos usados, para informar aos usuários sobre a repetitividade e precisão da força e medições do CP, indicando que o acessório pode ser usado por diversas vezes sem prejuízo aos resultados.

Sendo assim, o presente trabalho e os que utilizam o WBB trazem procedimentos para calibração do equipamento, a exemplo de Clark et al. (2010). Para esse estudo, a calibração foi realizada com apoio interdisciplinar de profissionais ligados à engenharia. Foi feita a checagem quanto à medida de peso quando inserida alguma massa sobre o BB e também a análise de resultados quanto à precisão das medidas coletadas para o uso deste, como instrumento de avaliação. Para a localização das variáveis, em relação à massa real, foram inicialmente estudadas as medidas transmitidas pelo BB, por meio do software LabVIEW 13.0, após uma adaptação do programa realizada pelo *virtual instrument*, possibilitando realizar a mensuração de massas e também estudar o

comportamento dos indivíduos na interação com o equipamento. As medidas coletadas indicaram a necessidade de um processo de calibração. A constatação nas variações das medidas foi então verificada a necessidade da construção de um calibrador para o controle desse desvio e ao mesmo tempo ajustá-lo a fim de tornar o equipamento o mais preciso possível.

O desenho do calibrador foi realizado por meio do software *AutoCAD Mechanical* (R1)<sup>®</sup> e tido como referência para a sua construção da estrutura. Ela foi feita com tubos de aço SAE 1020, com uma base formando uma seção quadrada, onde cada pé ficou sobre o centro de gravidade do apoio útil da base do BB, cujos vértices ficaram distantes de 200,0 mm um do outro. Sobre essa base foi apoiada uma haste de 1000,0 mm de altura, e nela foram realizados furos para a colocação de parafusos, que serviram de apoio para massas que foram utilizadas para gerar momentos sobre a base. Essa barra central teve a função de simular uma pessoa em pé, na posição ereta quieta, sobre o BB. Todas as peças foram soldadas pelo processo *Metal Inert Gas* (MIG), soldagem por arco elétrico com gás de proteção. O equilíbrio do calibrador e sua perpendicularidade foi medida com equipamentos de metrologia, disponíveis no laboratório de metrologia da Escola de Engenharia. Com o BB corrigido em relação à medição das massas reais, o mesmo tornou-se apto para a realização das medidas e para aquisição de dados necessários ao estudo.

#### **4.4.2 Avaliação no Balance Board™**

Para a avaliação do equilíbrio no BB, o sujeito ficou descalço, livre de objetos ou acessórios e permaneceu em apoio bipodal, com os pés paralelos, posicionados nas demarcações desenhadas pelo fabricante no próprio equipamento e com os braços ao longo do corpo. O BB foi posicionado no solo, a uma distância de 2m da parede, na qual foi fixado um alvo (Figura 4). A altura deste alvo correspondeu à altura dos olhos de cada avaliado.

Para a aquisição dos dados, foi solicitado ao avaliado que permanecesse com os pés apoiados sobre as demarcações do BB mantendo o corpo o mais parado possível por três tentativas olhando fixamente para o alvo, por 30 segundos cada tentativa. Depois, com eles sentados em uma cadeira, foi apresentada a venda individualmente, deixando-

os que manuseassem, para se familiarizar e então, permitindo que eles a tocassem, colocassem em seus olhos para que pudessem experimentar, explorar e conhecer o material, depois retirado de seus olhos e solicitado então que se posicionassem novamente no BB para recolocá-las e realizar o teste por mais três tentativas de 30 segundos cada com os olhos vendados com frequência de aquisição de 2Hz.

**Figura 4 - Diagrama do ambiente de coleta**

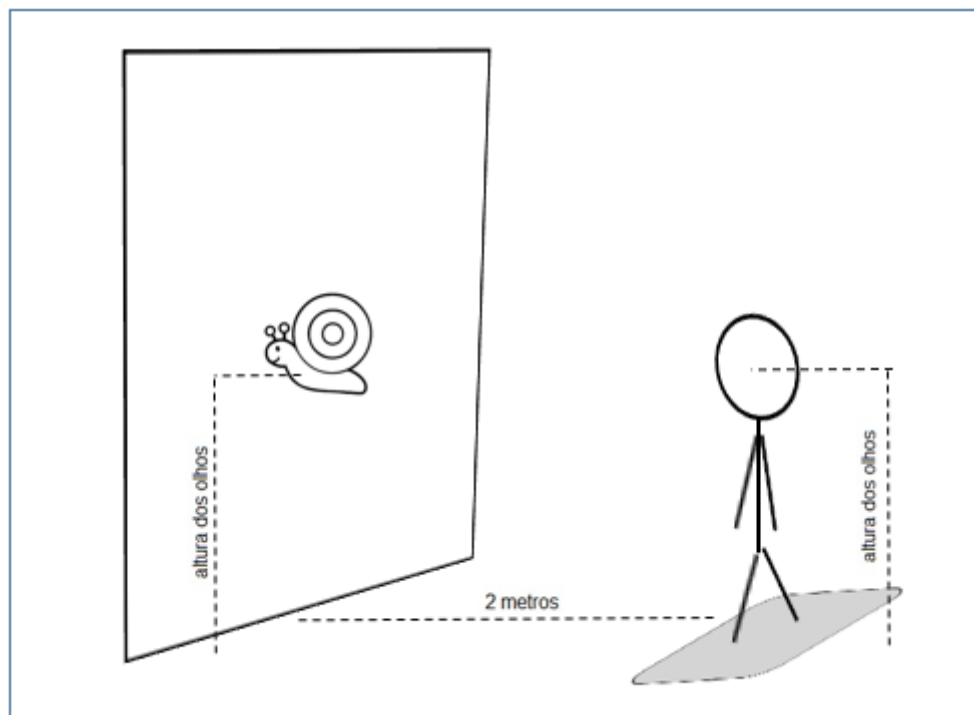


Ilustração: Arroxellas, R. D.

## 5 RESULTADOS

Foram avaliados no total 208 participantes em 2 escolas públicas e 4 instituições, sendo 80 para GC e 128 para GSD. O GSD foi o primeiro a ser avaliado e houve perda amostral de 48 participantes. A perda amostral ocorreu principalmente devido ao travamento (interrupção súbita da captura dos dados, representada pela repetição sucessiva de valores na leitura realizada pelo software LabVIEW) do sistema de coleta ou recusa de alguns participantes (três), em realizar a avaliação com olhos fechados, ocasionando exclusão de 48 crianças e adolescentes. Posteriormente o problema foi resolvido, não acontecendo na coleta do GC. Os dados de todos os integrantes do GC foram validados para análise.

Para responder aos objetivos específicos do estudo os resultados serão apresentados em tópicos, assim distribuídos:

- Comparação entre informação visual, idades e grupos:
  - OA e OF para crianças e adolescentes no GC e GSD
  - Crianças e adolescentes com OA e com OF para o GC e GSD
  - GC e GSD com OA e com OF para crianças e adolescentes
- Desenvolvimento de Software Específico para Leitura de Dados e cálculo de CP Proposta de alternativas viáveis para coletar dados de avaliação do equilíbrio com instrumentos portáteis e de baixo custo

Foram avaliados 80 indivíduos com SD e 80 para o GC na faixa etária do estudo. Os dados foram coletados seguindo o protocolo de coleta proposto nos procedimentos metodológicos.

Algumas dificuldades foram encontradas com as coletas nesta amostra e configuram-se como limitações para o estudo. As mesmas são relatadas a seguir:

- ✓ Dificuldade de permanência na posição ereta quieta sobre o BB: observou-se que grande parte dos avaliados movimentou-se inesperadamente durante o tempo de 30 segundos de coleta, mesmo tendo sido orientados a permanecer sem movimentação.
- ✓ Alvo de fixação: com o intuito de promover uma maior concentração no ponto fixo, foram testados 6 alvos de fixação (imagens coloridas de 2 a 15 cm). Foram testadas figuras coloridas e em preto e branco, em formas geométricas ou figuras ilustrativas como símbolos de time, bonecos,

flores. Observou-se que o desenho de um caracol nas cores preto e branco (desenho do contorno) gerou maior nível de concentração aos participantes, portanto, adotou-se este desenho como alvo de fixação para o presente estudo (apêndice V).

- ✓ Os participantes apresentaram maior dispersão com os OA, permanecendo mais estáveis quando os mesmos se encontram vendados.

O tempo de frequência da coleta inicial dos dados foi de 60 segundos. Observou-se que este tempo de coleta exigia muito esforço dos participantes de GSD. Decidiu-se então, a partir da vigésima oitava coleta, reduzir o tempo de permanência na posição de avaliação para 30 segundos. Portanto, para todos os avaliados de ambos os grupos, o tempo de coleta limitou-se a 30 segundos, desprezando-se os dez segundos iniciais e considerando-se para análise os 20 segundos restantes.

A análise dos dados será apresentada a partir de dois métodos: resultados dos sensores e análise das variáveis do CP.

## 5.1 Análise dos Resultados dos Sensores

A partir da adaptação do software LabVIEW 13.0, foi possível calcular os deslocamentos e a força aplicada nos eixos X, Y e nos sensores BL, BR, TL e TR. Após a obtenção destes registros foi possível realizar as comparações entre grupos (GC e GSD), nas faixas etárias (Cr e Ad) e nas condições de olhos abertos e fechados. Os dados coletados foram tratados estatisticamente com o auxílio do programa Minitab 17.

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. Esses dados indicaram a normalidade da amostra e a opção pelos testes paramétricos.

Foi realizada uma análise descritiva dos dados e calculados os intervalos com 95% de confiança (IC) para as médias e proporções de interesse (LEVINE et al., 2008). Todos os testes de hipótese foram realizados utilizando-se um nível de significância de 5%.

Foram comparadas as diferenças das médias fornecidas pelo BB para OA e OF nos eixos X e Y e nos sensores BL, BR, TL e TR.

Para análise dos dados, os 80 participantes de cada grupo foram divididos em grupo de crianças (40 participantes entre 7 e 10 anos) e grupo de adolescentes (40 jovens entre 11 e 14 anos), tanto para GC como para GSD, conforme tabela 1.

**Tabela 1:** Distribuição dos participantes por idade e sexo

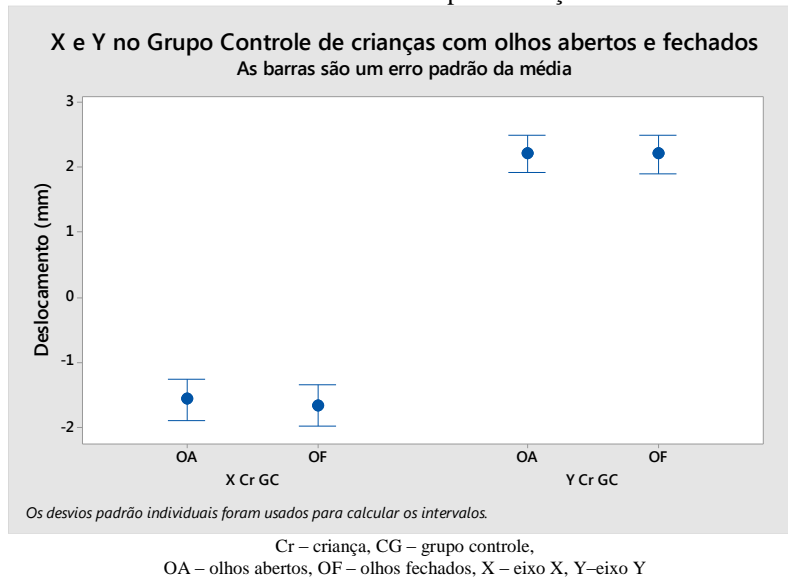
	<b>GC</b> <b>(07-10 anos)</b>	<b>GC</b> <b>(11-14 anos)</b>	<b>GSD</b> <b>(07-10 anos)</b>	<b>GSD</b> <b>(11-14 anos)</b>
<b>Meninas</b>	20	20	28	12
<b>Meninos</b>	20	20	12	28

CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down.

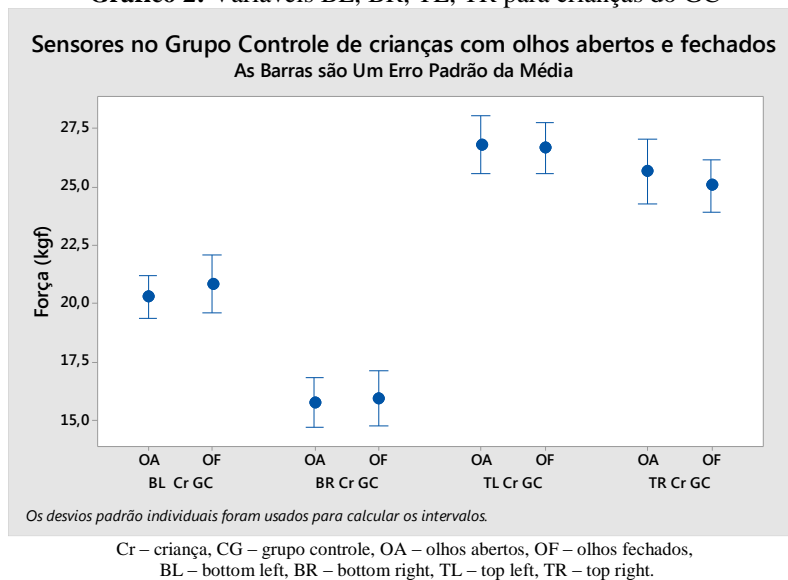
### 5.1.1 Comparação entre OA e OF para crianças e adolescentes no GC

Na comparação das diferenças de todas as variáveis analisadas (X, Y, BL, BR, TL, TR) para crianças do GC com olhos abertos e fechados todas as diferenças foram iguais a zero. O mesmo ocorreu com os adolescentes indicando que não houve diferenças no desempenho entre OA e OF para GC (Gráficos 1, 2, 3 e 4).

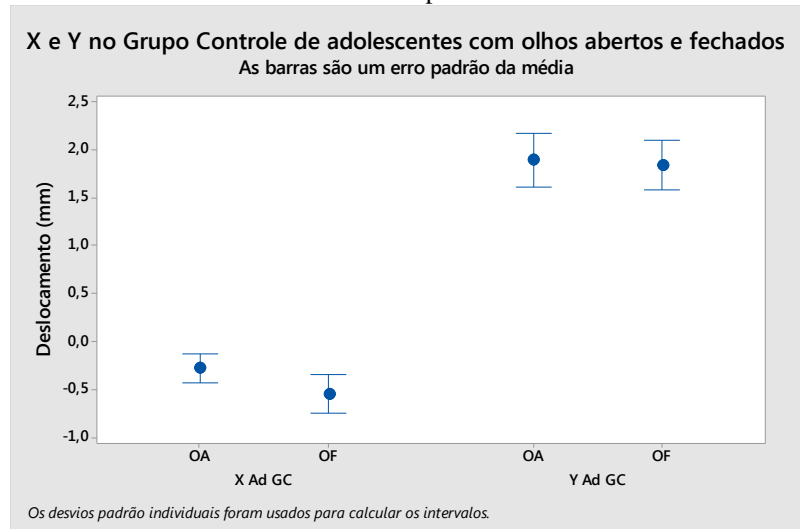
**Gráfico 1:** Variáveis X e Y para crianças do GC



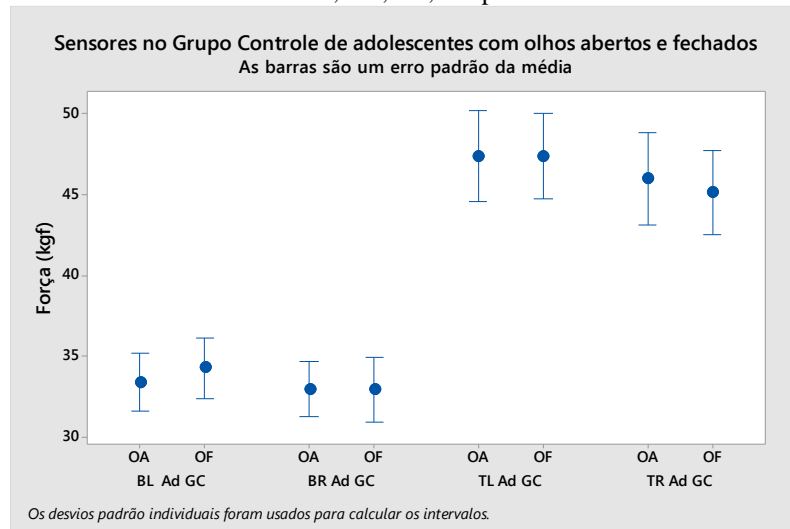
**Gráfico 2:** Variáveis BL, BR, TL, TR para crianças do GC





**Gráfico 3:** Variáveis X e Y para adolescentes do GC

Ad – adolescente, CG – grupo controle,  
OA – olhos abertos, OF – olhos fechados, X – eixo X, Y – eixo Y

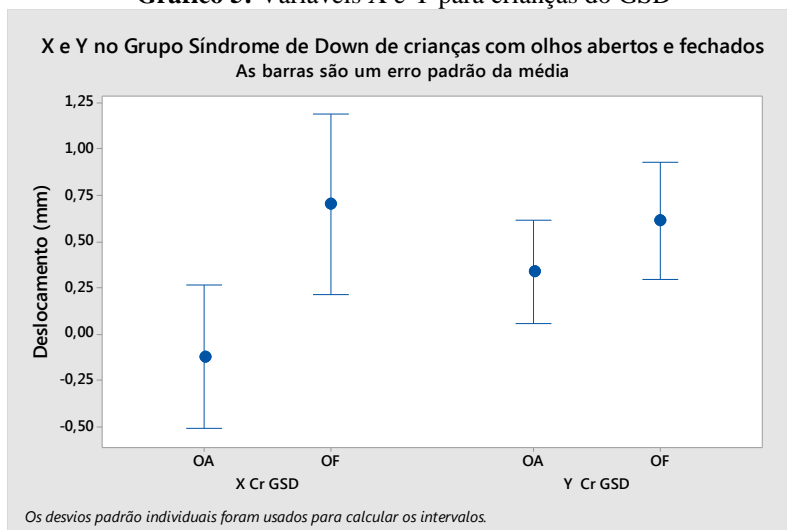
**Gráfico 4:** Variáveis BL, BR, TL, TR para adolescentes do GC

Ad – adolescente, CG – grupo controle, OA – olhos abertos, OF – olhos fechados,  
BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

### 5.1.2 Comparação entre OA e OF para crianças e adolescentes no GSD

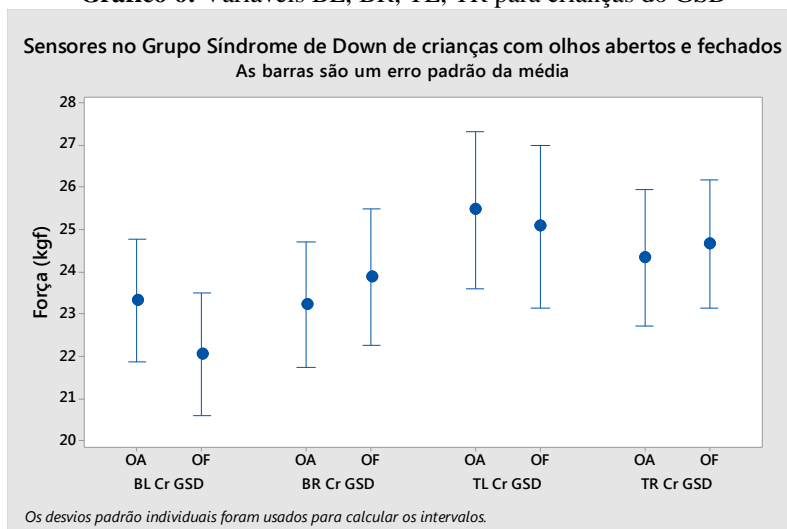
Na comparação das diferenças das variáveis analisadas (X, Y, BL, BR, TL, TR) para crianças do GSD com olhos abertos e fechados foram encontradas diferenças iguais a zero para as variáveis Y, BL, BR, TL e TR. Ao nível de significância de 95%, rejeitou-se que são iguais as medidas de X e que apresentou  $p=0,032$ . Portanto, para as crianças do GSD foram encontradas diferenças entre OA e OF para X (Gráfico 5 e 6).

**Gráfico 5:** Variáveis X e Y para crianças do GSD



Cr – criança, GSD – grupo Síndrome de Down,  
OA – olhos abertos, OF – olhos fechados, X – eixo X, Y – eixo Y

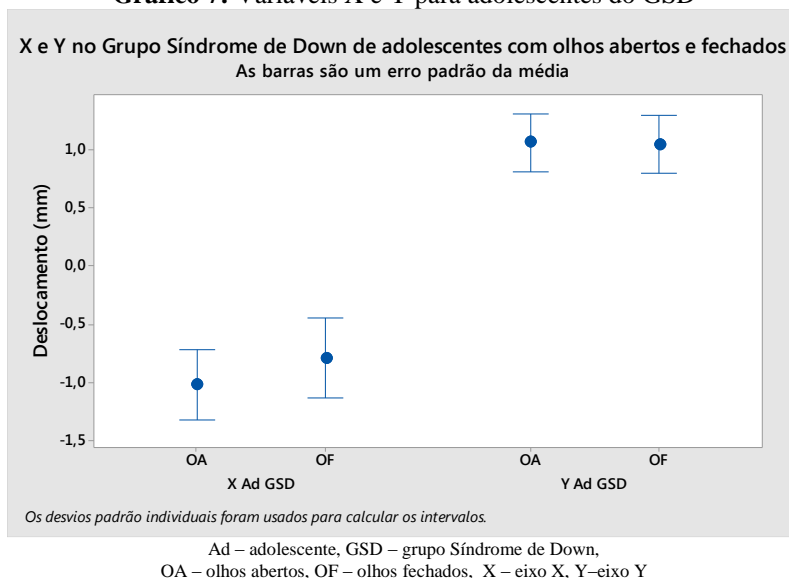
**Gráfico 6:** Variáveis BL, BR, TL, TR para crianças do GSD



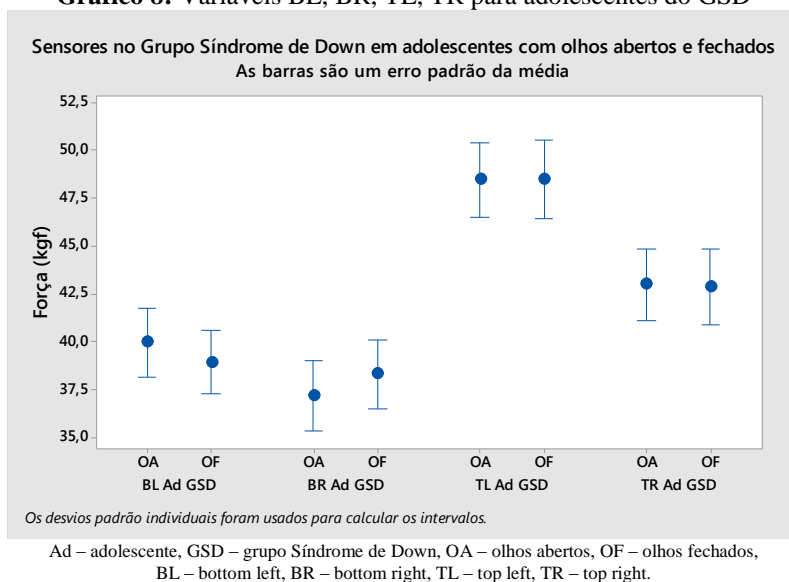
Cr – criança, GSD – grupo Síndrome de Down, OA – olhos abertos, OF – olhos fechados,  
BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

Na comparação das diferenças das variáveis analisadas (X, Y, BL, BR, TL, TR) para adolescentes do GSD com olhos abertos e fechados todas as diferenças foram iguais a zero, indicando que não houve diferenças no desempenho entre OA e OF para os adolescentes com SD (Gráficos 7 e 8).

**Gráfico 7:** Variáveis X e Y para adolescentes do GSD



**Gráfico 8:** Variáveis BL, BR, TL, TR para adolescentes do GSD



Observou-se que para GC e GSD houve diferença nos dados entre OA e OF apenas para X nas crianças do GSD indicando que houve maior oscilação com OF. Todas as demais análises não mostraram diferenças no desempenho de OA e OF para crianças e adolescentes.

### 5.1.3 Comparação entre crianças e adolescentes com OA e com OF no GC

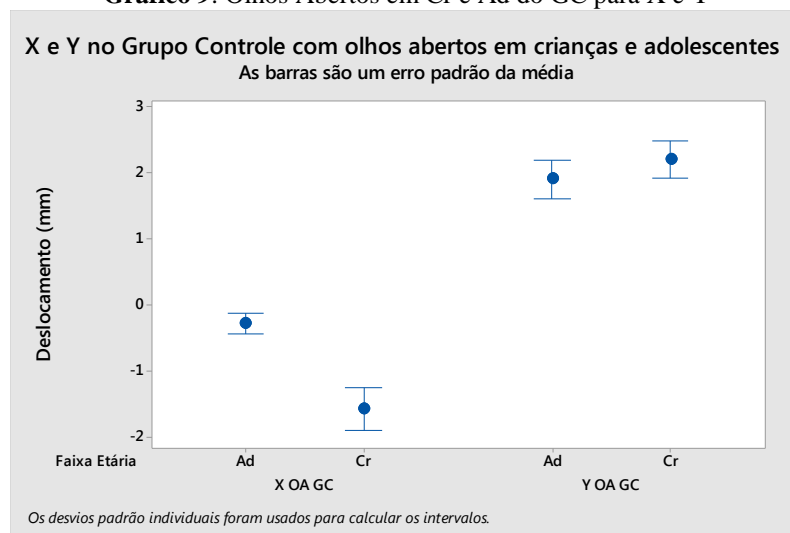
Na comparação de OA entre crianças e adolescentes do GC, foi encontrada maior oscilação para os adolescentes em todas as variáveis, exceto no eixo Y. (Tabela 2, Gráficos 9 e 10).

**Tabela 2:** Olhos Abertos em Crianças e Adolescentes do GC

		Teste de igualdade de médias - valor-p					
		X	Y	BL	BR	TL	TR
Cr x Ad GC OA		<b>0,001</b>	0,459	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
		> (- neg) Ad	=	> Ad	> Ad	> Ad	> Ad
		Teste de igualdade de variâncias - valor-p					
		X	Y	BL	BR	TL	TR
Cr x Ad GC OA		<b>0,000</b>	0,989	<b>0,003</b>	<b>0,016</b>	<b>0,001</b>	<b>0,000</b>
		> Cr	=	> Ad	> Ad	> Ad	> Ad

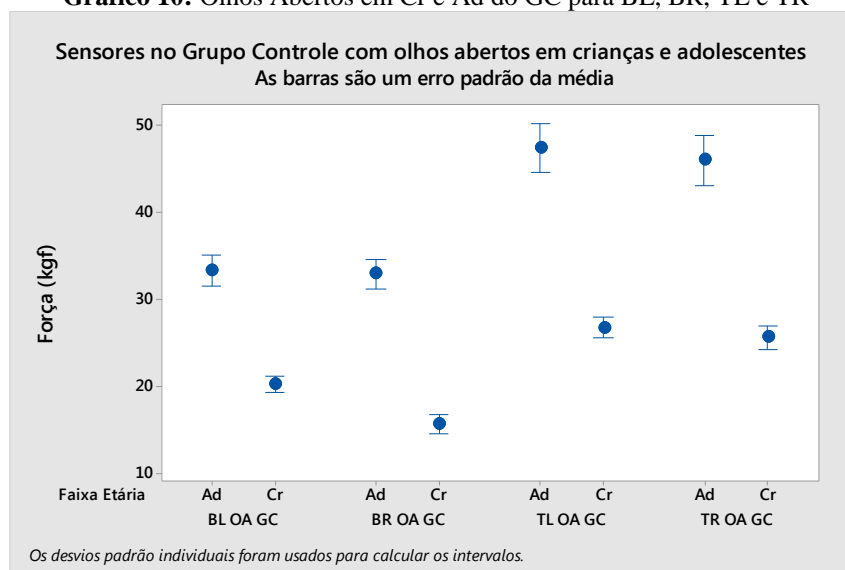
Cr – criança, Ad – adolescente, CG – grupo controle, OA – olhos abertos,  
X – eixo X, Y – eixo Y, BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

**Gráfico 9:** Olhos Abertos em Cr e Ad do GC para X e Y



Cr – criança, Ad – adolescente, CG – grupo controle,  
OA – olhos abertos, X – eixo X, Y – eixo Y.

**Gráfico 10:** Olhos Abertos em Cr e Ad do GC para BL, BR, TL e TR



Cr – criança, Ad – adolescente, CG – grupo controle, OA – olhos abertos,  
BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

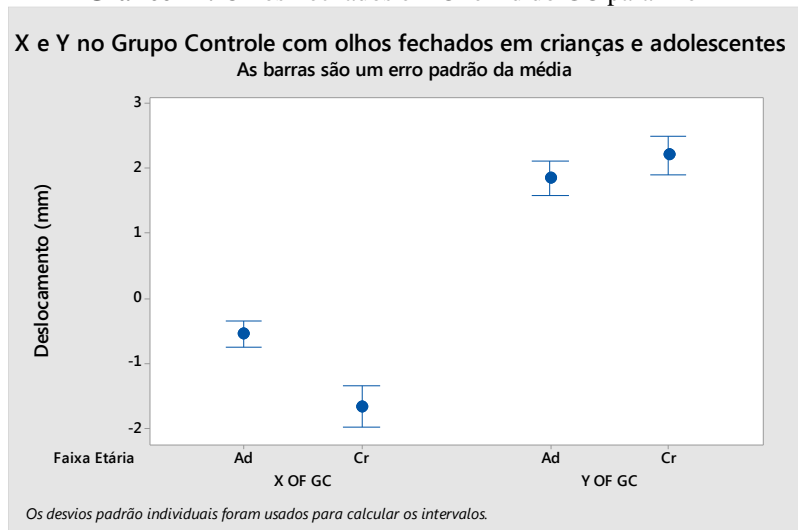
Na condição de OF entre crianças e adolescentes do GC, também foi encontrado maior oscilação para os adolescentes em todas as variáveis, exceto no eixo Y. (Tabela 3, Gráficos 11 e 12).

**Tabela 3:** Olhos Fechados em Crianças e Adolescentes do GC

Teste de igualdade de médias - valor-p						
	X	Y	BL	BR	TL	TR
Cr x Ad GC OF	<b>0,004</b>	0,379	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
	> (- neg) Ad	=	> Ad	> Ad	> Ad	> Ad
Teste de igualdade de variâncias - valor-p						
	X	Y	BL	BR	TL	TR
Cr x Ad GC OF	<b>0,009</b>	0,525	<b>0,017</b>	<b>0,047</b>	<b>0,002</b>	<b>0,000</b>
	> Cr	=	> Ad	> Ad	> Ad	> Ad

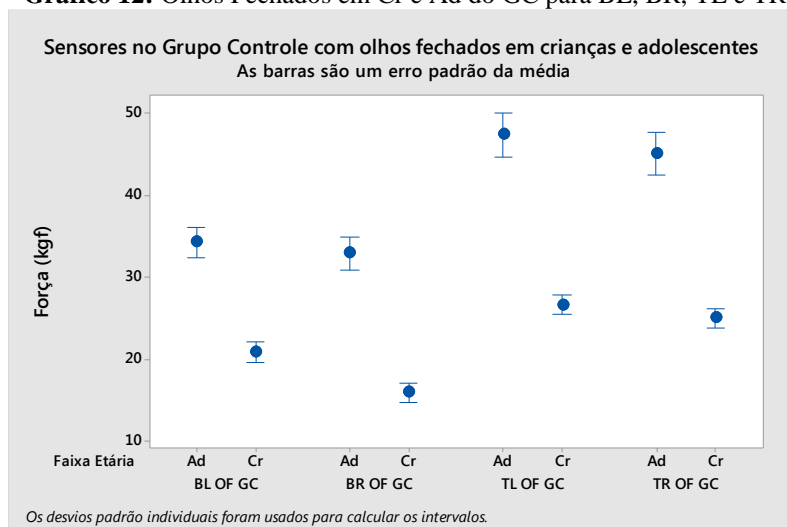
Cr – criança, Ad – adolescente, CG – grupo controle, OF – olhos fechados, X – eixo X, Y – eixo Y, BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

**Gráfico 11:** Olhos Fechados em Cr e Ad do GC para X e Y



Cr – criança, Ad – adolescente, CG – grupo controle, OF – olhos fechados, X – eixo X, Y – eixo Y

**Gráfico 12:** Olhos Fechados em Cr e Ad do GC para BL, BR, TL e TR



Cr – criança, Ad – adolescente, CG – grupo controle, OF – olhos fechados, BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

### 5.1.4 Comparação entre crianças e adolescentes com OA e com OF no GSD

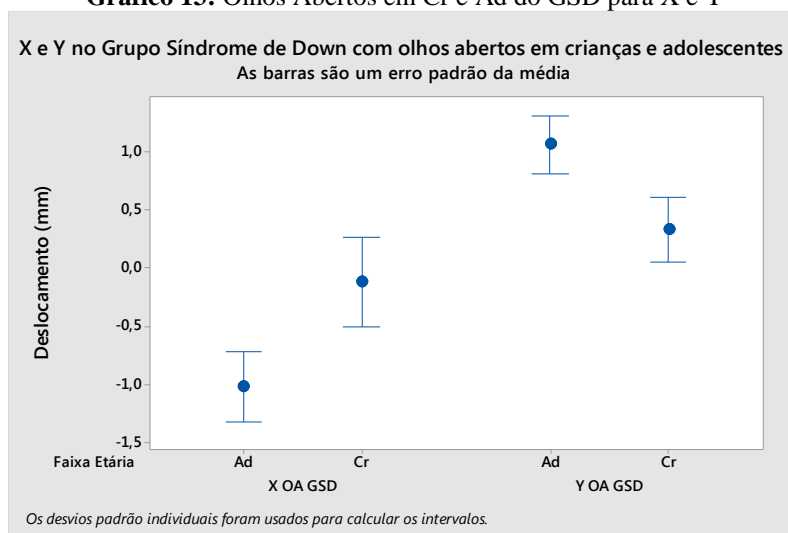
Entre as crianças e os adolescentes do GSD com OA, foi encontrado maior oscilação para os adolescentes nas variáveis BL, BR, TL e TR, com variâncias iguais. (Tabela 4, Gráficos 13 e 14).

**Tabela 4:** Olhos Abertos em Crianças e Adolescentes do GSD

Teste de igualdade de médias - valor-p						
	X	Y	BL	BR	TL	TR
Cr x Ad GSD OA	0,069	0,056	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
	=	=	> Ad	> Ad	> Ad	> Ad
Teste de igualdade de variâncias - valor-p						
	X	Y	BL	BR	TL	TR
Cr x Ad GSD OA	0,125	0,493	0,188	0,177	0,790	0,901
	=	=	=	=	=	=

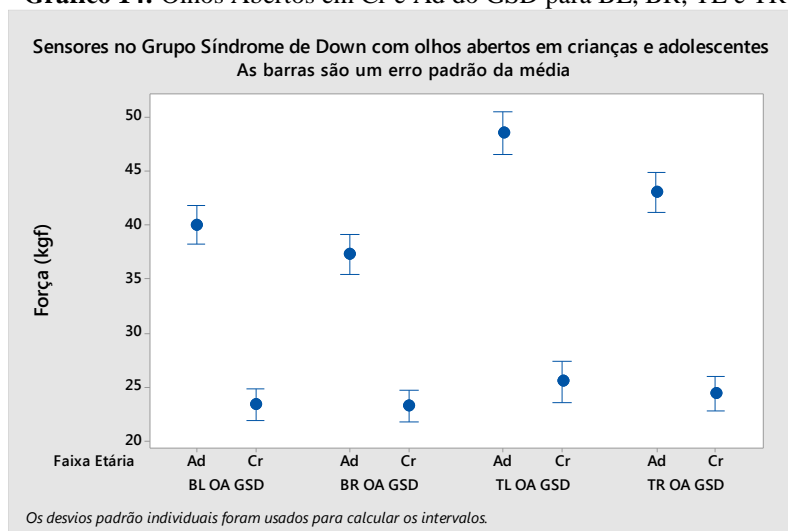
Cr – criança, Ad – adolescente, GSD – grupo Síndrome de Down, OA – olhos abertos, X – eixo X, Y – eixo Y, BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

**Gráfico 13:** Olhos Abertos em Cr e Ad do GSD para X e Y



Cr – criança, Ad – adolescente, GSD – grupo Síndrome de Down, OA – olhos abertos, X – eixo X, Y – eixo Y.

**Gráfico 14:** Olhos Abertos em Cr e Ad do GSD para BL, BR, TL e TR



Cr – criança, Ad – adolescente, GSD – grupo Síndrome de Down, OA – olhos abertos, BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

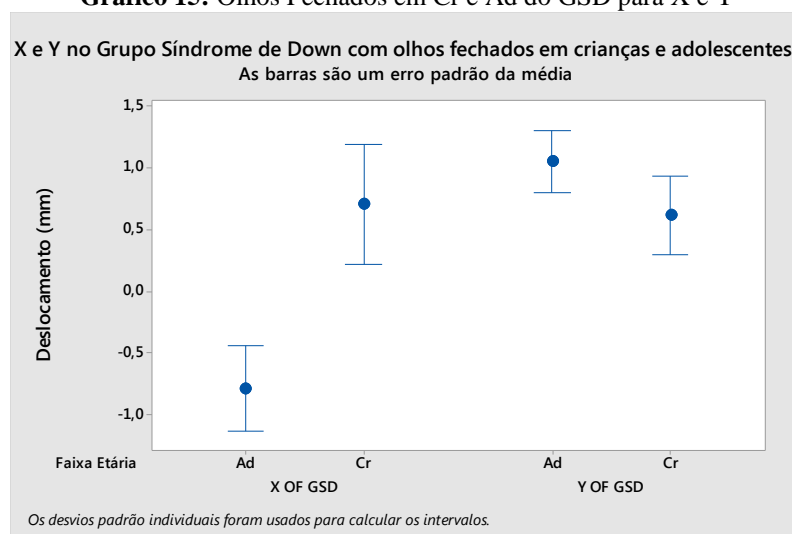
Para o GSD, foi encontrada maior oscilação com OF nas variáveis BL, BR, TL e TR para os adolescentes. Maior deslocamento no Eixo X para as crianças, sem diferenças no deslocamento do Eixo Y. (Tabela 5, Gráficos 15 e 16).

**Tabela 5:** Olhos Fechados em Crianças e Adolescentes do GSD

Teste de igualdade de médias - valor-p						
Cr x Ad GSD OF	<b>0,015</b>	0,282	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
	> Cr	=	> Ad	> Ad	> Ad	> Ad
Teste de igualdade de variâncias - valor-p						
	<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>BL</b>	<b>BR</b>	<b>TL</b>	<b>TR</b>
Cr x Ad GSD OF	<b>0,006</b>	0,710	0,418	0,493	0,664	0,117
	> Cr	=	=	=	=	=

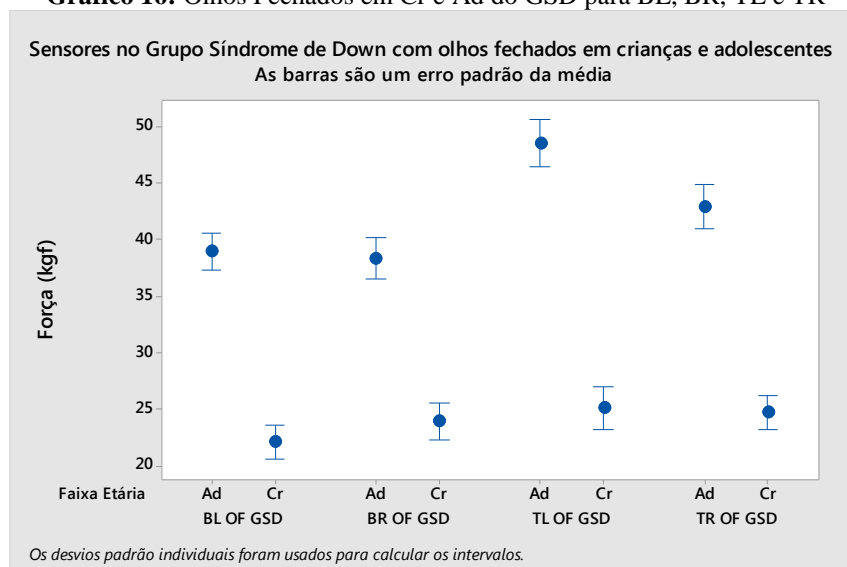
Cr – criança, Ad – adolescente, GSD – grupo Síndrome de Down, OF – olhos fechados, X – eixo X, Y – eixo Y, BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

**Gráfico 15:** Olhos Fechados em Cr e Ad do GSD para X e Y



Cr – criança, Ad – adolescente, GSD – grupo Síndrome de Down, OF – olhos fechados, X – eixo X, Y – eixo Y

**Gráfico 16:** Olhos Fechados em Cr e Ad do GSD para BL, BR, TL e TR



Cr – criança, Ad – adolescente, GSD – grupo Síndrome de Down, OF – olhos fechados, BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

### 5.1.5 Comparação entre GSD e GC com OA e OF para Crianças

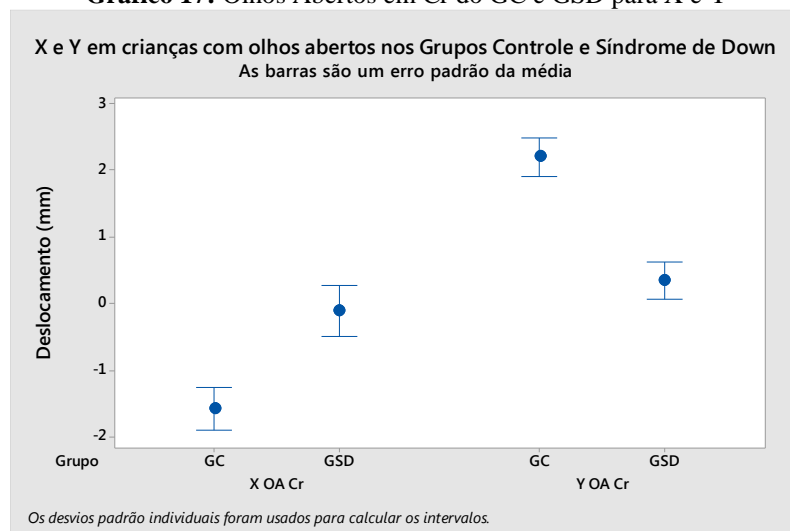
Observou-se para as crianças com OA dos GC e GSD igualdade nas variáveis BL, TL e TR com maior variância para BL, BR e TL para o GSD. O GC apresentou maior deslocamento no Eixo Y, bem como o GSD no Eixo X e BR. (Tabela 6, Gráficos 17 e 18).

**Tabela 6:** Olhos Abertos em Crianças do GC e GSD

Teste de igualdade de médias - valor-p						
	X	Y	BL	BR	TL	TR
GC x GSD Cr OA	<b>0,005</b>	<b>0,000</b>	0,081	<b>0,000</b>	0,549	0,537
	> (- neg) GSD	> GC	=	> GSD	=	=
Teste de igualdade de variâncias - valor-p						
	X	Y	BL	BR	TL	TR
GC x GSD Cr OA	0,241	0,870	<b>0,006</b>	<b>0,036</b>	<b>0,008</b>	0,265
	=	=	> GSD	> GSD	> GSD	=

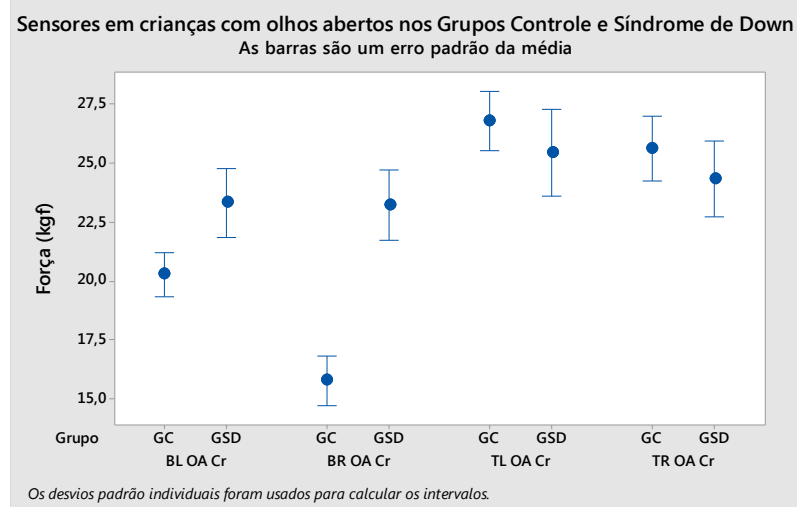
Cr – criança, CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down, OA – olhos abertos, X – eixo X, Y – eixo Y, BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

**Gráfico 17:** Olhos Abertos em Cr do GC e GSD para X e Y



Cr – criança, CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down, OA – olhos abertos, X – eixo X, Y – eixo Y

**Gráfico 18:** Olhos Abertos em Cr do GC e GSD para BL, BR, TL e TR



Cr – criança, CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down, OA – olhos abertos, BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.



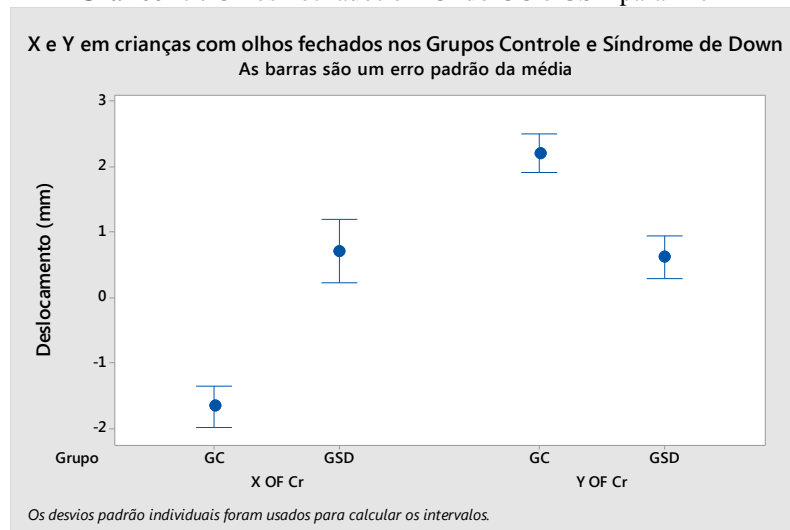
Para as crianças com OF foi encontrada igualdade nas variáveis BL, TL e TR e maior oscilação na variável BR para o GSD e maior deslocamento foi observado no Eixo X para GSD e Eixo Y para GC, com maior variância para X, BR e TL, no GSD. (Tabela 7, Gráficos 19 e 20).

**Tabela 7: Olhos Fechados em Crianças do GC e GSD**

Teste de igualdade de médias - valor-p						
	X	Y	BL	BR	TL	TR
GC x GSD Cr OF	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	0,529	<b>0,000</b>	0,475	0,832
	> GSD	> GC	=	> GSD	=	=
Teste de igualdade de variâncias - valor-p						
	X	Y	BL	BR	TL	TR
GC x GSD Cr OF	<b>0,007</b>	0,545	0,380	<b>0,006</b>	<b>0,001</b>	0,079
	> GSD	=	=	> GSD	> GSD	=

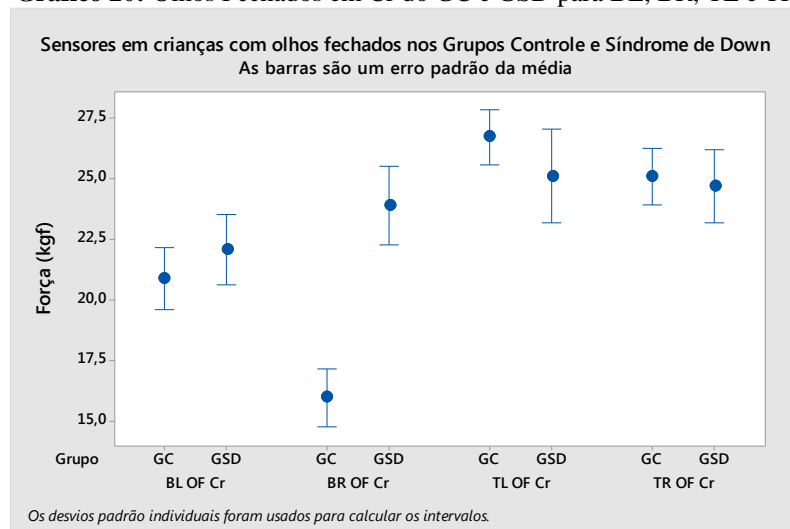
Cr – criança, CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down, OF – olhos fechados,  
X – eixo X, Y – eixo Y, BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

**Gráfico 19: Olhos Fechados em Cr do GC e GSD para X e Y**



Cr – criança, CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down,  
OF – olhos fechados, X – eixo X, Y – eixo Y

**Gráfico 20: Olhos Fechados em Cr do GC e GSD para BL, BR, TL e TR**



Cr – criança, CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down, OF – olhos fechados,  
BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

### 5.1.6 Comparação entre GSD e GC com OA e OF para Adolescentes

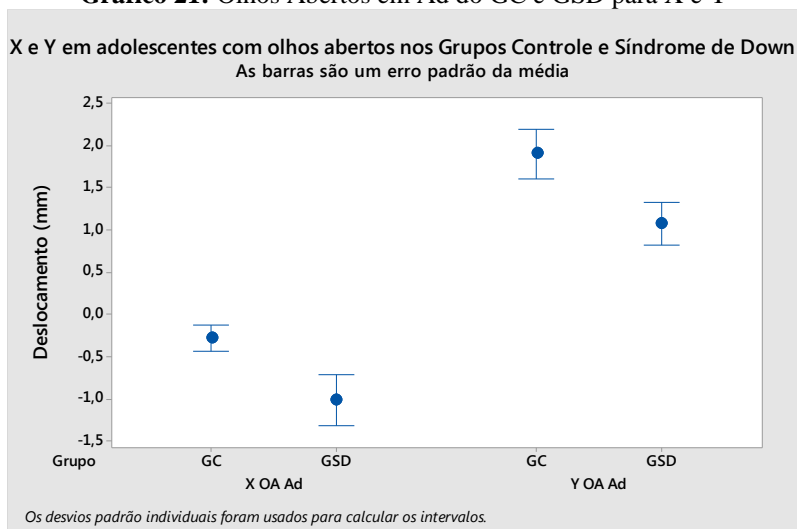
Para os adolescentes do GC e GSD com olhos abertos, foi encontrada igualdade nas variáveis BR, TL e TR e maior oscilação para BL no GSD. Houve maior deslocamento nos eixos X e Y para o GC, com maior variância para o Eixo X do GSD e na variável TR para GC. (Tabela 8, Gráficos 21 e 22).

**Tabela 8:** Olhos Abertos em Adolescentes do GC e GSD

Teste de igualdade de médias - valor-p						
	X	Y	BL	BR	TL	TR
GC x GSD Ad OA	<b>0,033</b>	<b>0,032</b>	<b>0,012</b>	0,098	0,756	0,380
	> (- neg) GC	> GC	> GSD	=	=	=
Teste de igualdade de variâncias - valor-p						
	X	Y	BL	BR	TL	TR
GC x GSD Ad OA	<b>0,000</b>	0,388	0,594	0,474	0,123	<b>0,011</b>
	> GSD	=	=	=	=	> GC

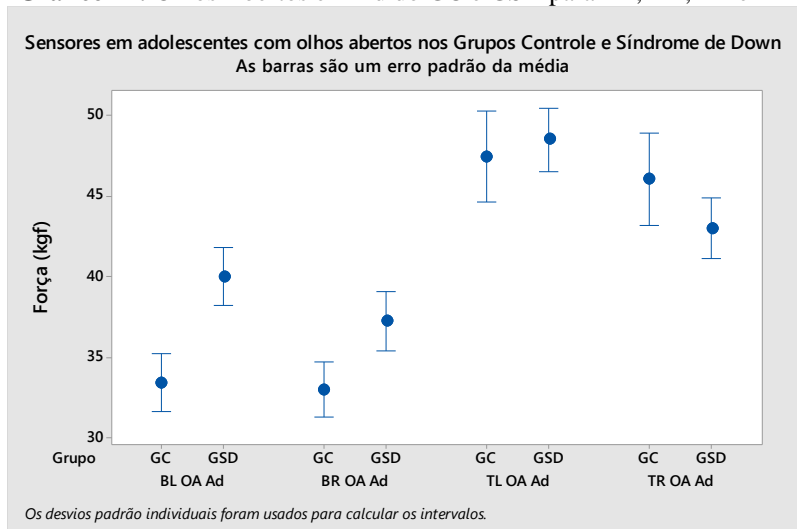
Ad – adolescente, CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down, OA – olhos abertos, X – eixo X, Y – eixo Y, BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

**Gráfico 21:** Olhos Abertos em Ad do GC e GSD para X e Y



Ad – adolescente, CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down, OA – olhos abertos, X – eixo X, Y – eixo Y

**Gráfico 22:** Olhos Abertos em Ad do GC e GSD para BL, BR, TL e TR



Ad – adolescente, CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down, OA – olhos abertos, BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

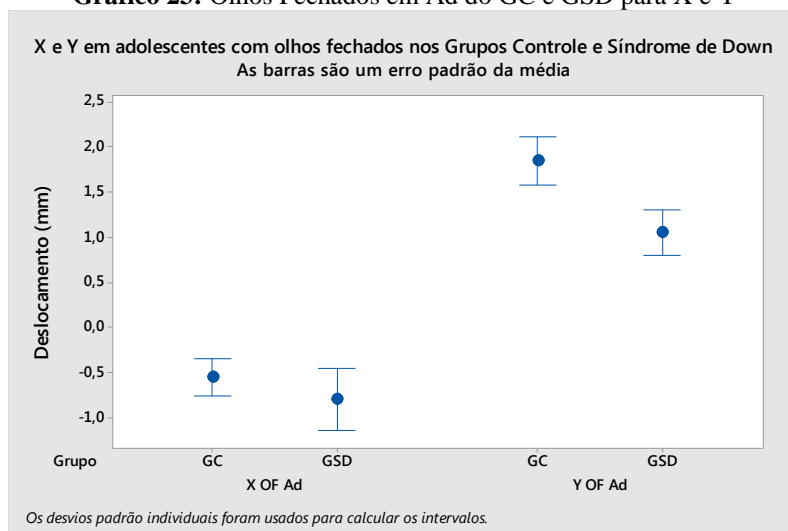
Com OF para os adolescentes do GC e GSD, foi encontrada igualdade nas variáveis X, BL, BR, TL e TR, apresentando um maior deslocamento para o GC no eixo Y com maior variância no Eixo X para GSD. (Tabela 9, Gráficos 23 e 24).

**Tabela 9:** Olhos Fechados em Adolescentes do GC e GSD

Teste de igualdade de médias - valor-p						
GC x GSD Ad OF	0,554	<b>0,032</b>	0,066	0,050	0,747	0,479
	=	> GC	=	=	=	=
Teste de igualdade de variâncias - valor-p						
GC x GSD Ad OF	X	Y	BL	BR	TL	TR
	<b>0,001</b>	0,743	0,475	0,881	0,395	0,078
	> GSD	=	=	=	=	=

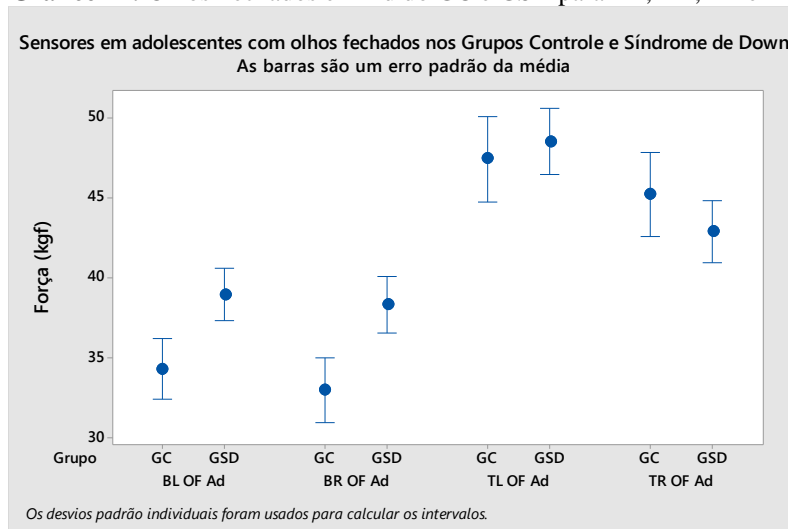
Ad – adolescente, CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down, OF – olhos fechados,  
X – eixo X, Y – eixo Y, BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

**Gráfico 23:** Olhos Fechados em Ad do GC e GSD para X e Y



Ad – adolescente, CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down,  
OF – olhos fechados, X – eixo X, Y – eixo Y

**Gráfico 24:** Olhos Fechados em Ad do GC e GSD para BL, BR, TL e TR



Ad – adolescente, CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down, OF – olhos fechados,  
BL – bottom left, BR – bottom right, TL – top left, TR – top right.

## 5.2 Análise das variáveis relacionadas ao deslocamento do CP

Com a finalidade de calcular o CP e gerar gráficos com os dados captados pelo LabVIEW 13.0 está em desenvolvimento o software preliminar específico, denominado “ConPlat” (Controlador da Plataforma de Força).

Um programa instalado no computador coleta os dados recebidos e faz o cálculo de CP e sua variação em função do tempo. Esses dados podem ser expressos através de um estabilograma e estatocinesigrama. O programa fornece uma área para anotações sobre o teste e o relatório gerado poderá ser salvo em diferentes formatos, como JSON e CSV. O CSV é um formato para armazenamento de dados tabulares em texto, com codificação simples e é recomendado para representação de estrutura de dados mais simples, de natureza tabular, onde não existem sub propriedades ou listas, gerando um arquivo menor e mais leve para processamento. Arquivos CSV são processáveis diretamente por editores de planilhas, como o OpenOffice e o MS Excel. O JSON possibilita serialização de estrutura de objetos complexos, como listas e sub propriedades e está se tornando o padrão mais utilizado para integração de dados entre repositórios e frameworks, além de estar se tornando o padrão nativo de armazenamento em alguns bancos de dados modernos (BRASIL, 2016).

De modo geral, são os casos de uso do operador da plataforma: configuração do teste e sua duração, calibragem da plataforma, execução do teste e gravação dos dados de medição, carregamento dos dados de medição e criação de relatório de teste, edição do relatório e gravação do mesmo.

O Software apresenta-se dividido em três partes principais: gerenciador de comunicação com a plataforma (comunicador), gerenciador de teste e gerenciador de relatório. O Comunicador é responsável por toda a comunicação entre o software e a placa controladora. Este, também é usado para calibrar a plataforma. O Gerenciador de teste é responsável pela execução do teste por meio da plataforma. Ele emprega o Comunicador para coletar os dados da placa e gerencia o armazenamento dos dados coletados até a conclusão do tempo da medição, o que também é controlado por ele. Uma vez com os dados completos é feita a correlação da informação adquirida e é calculado o CP e sua taxa de variação. Esses dados são calculados medindo os valores das quatro células de carga em intervalos regulares da ordem de milissegundos. Cada medição dessa forma gerada irá corresponder a um ponto de pressão, produzindo assim uma coleção de pontos de pressão registrados em função do tempo. Essa coleção então é por sua vez usada para

calcular a taxa de variação do ponto de pressão em decorrer do tempo. O gerenciador de teste então repassa os dados processados para o gerenciador de relatório, que é responsável por produzir um relatório com os resultados do teste. Os gráficos apresentados são gerados por ele.

Esse software deverá ser adaptado para ser usado na coleta de dados diretamente do BB ou de outro sistema de sensores, como uma plataforma de força, uma vez que, tratando-se de equipamento tecnológico e comercializado, o mesmo pode ser modificado ou substituído no mercado, dificultando a associação do mesmo com softwares específicos.

Quando finalizado, o software poderá ser disponibilizado para a comunidade acadêmica pelo grupo de pesquisadores responsável pela sua elaboração.

### **5.2.1      *Resultados das variáveis relacionadas ao deslocamento do CP***

A análise dos deslocamentos do CP foi realizada a partir do cálculo da média das três tentativas para os sujeitos, ou seja, tendo cada participante de cada grupo três tentativas de equilíbrio no BB, 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* para cálculo das medidas analisadas: root mean square (RMS), que é a raiz quadrada da média (AP/ML) em cm, Velocidade (AP/ML) em cm/s e Área em cm<sup>2</sup>, que estima a dispersão dos dados do CP (DUARTE e FREITAS, 2010).

A unidade de medida utilizada foi o centímetro (cm). A partir da média foi estabelecido o resultado de cada participante, dentro de cada variável foi aplicada a Anova-oneway, tendo como fatores idade (crianças X adolescentes) e grupos (grupo controle X grupo Síndrome de Down), com pos test de Tukey, podendo assim identificar possíveis diferenças entre os quatro grupos de cada variável (significância de 0.05). O teste t de student foi utilizado para verificar possíveis diferenças estatísticas do desempenho com OA e OF entre os grupos. O software utilizado foi o SPSS for Windows, versão 20.0.

As Tabelas 10 e 11 mostram as médias de RMS, VM e área nas condições de OA e OF respectivamente para crianças e adolescentes de GC e GSD.

Tabela 10: Variáveis do CP entre Cr e Ad com OA

Variáveis do CP	Cr GC OA		Ad GC OA		Cr GSD OA		Ad GSD OA	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
RMS AP	3,654	1,942	3,093	1,637	2,938	1,162	2,578	1,021
RMS ML	2,796	1,662	1,305	0,576	3,089	1,600	2,670	1,351
V AP	1,071	0,429	0,895	0,339	1,932	0,806	1,321	0,549
V ML	0,762	0,387	0,535	0,172	1,852	1,134	1,128	0,786
ÁREA	5,637	5,783	4,538	4,333	31,925	30,553	18,896	29,103

CP – centro de pressão, Cr – criança, Ad – adolescente, CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down, OA – olhos abertos, RMS – root mean square, V – velocidade, AP – anteroposterior, ML – médio-lateral

Tabela 11: Variáveis do CP entre Cr e Ad com OF

Variáveis do CP	Cr GC OF		Ad GC OF		Cr GSD OF		Ad GSD OF	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
RMS AP	3,600	1,645	3,020	1,594	3,520	1,588	2,508	1,219
RMS ML	2,853	1,560	1,688	0,820	3,722	1,994	2,876	1,498
V AP	1,295	0,392	1,061	0,514	2,258	0,915	1,375	0,494
V ML	0,826	0,311	0,593	0,213	1,720	0,743	0,997	0,447
ÁREA	7,053	6,094	6,327	10,770	36,361	30,627	12,930	13,334

CP – centro de pressão, Cr – criança, Ad – adolescente, CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down, OF – olhos fechados, RMS – root mean square, V – velocidade, AP – anteroposterior, ML – médio-lateral

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). Os resultados obtidos estão detalhados nas Tabelas 12 e 13. As diferenças significantes estão assinaladas com \* nas tabelas. Observa-se que as diferenças para RMS, V e área com OA e OF mostraram valores maiores para o GSD quando comparado com GC e quando a comparação ocorreu por idade, as crianças ficaram com os valores maiores.

**Tabela 12:** Diferença das Médias com OA

Variáveis do CP	Grupos		Diferença das Médias	P
RMS AP OA (cm)	CR GC	CR GSD	0,716	0,014
	AD GC	AD GSD	0,515	
	CR GC	AD GC	0,561	
	CR GSD	AD GSD	0,360	
RMS ML AO (cm)	CR GC	CR GSD	-0,293	0,000
	<b>AD GC</b>	<b>AD GSD</b>	<b>-1,365*</b>	
	<b>CR GC</b>	<b>AD GC</b>	<b>1,491*</b>	
	CR GSD	AD GSD	0,419	
V AP OA (cm/s)	<b>CR GC</b>	<b>CR GSD</b>	<b>-0,861*</b>	0,000
	<b>AD GC</b>	<b>AD GSD</b>	<b>-0,426*</b>	
	CR GC	AD GC	0,176	
	<b>CR GSD</b>	<b>AD GSD</b>	<b>0,611*</b>	
V ML OA (cm/s)	<b>CR GC</b>	<b>CR GSD</b>	<b>-1,090*</b>	0,000
	<b>AD GC</b>	<b>AD GSD</b>	<b>-0,593*</b>	
	CR GC	AD GC	0,227	
	<b>CR GSD</b>	<b>AD GSD</b>	<b>0,724*</b>	
ÁREA OA (cm <sup>2</sup> )	<b>CR GC</b>	<b>CR GSD</b>	<b>-26,288*</b>	0,000
	<b>AD GC</b>	<b>AD GSD</b>	<b>-14,357*</b>	
	CR GC	AD GC	1,098	
	<b>CR GSD</b>	<b>AD GSD</b>	<b>13,029*</b>	

CP – centro de pressão, Cr – criança, Ad – adolescente,  
 CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down, OA – olhos abertos,  
 RMS – root mean square, V – velocidade, AP – anteroposterior, ML – médio-lateral

**Tabela 13:** Diferença das Médias com OF

Variáveis do CP	Grupos		Diferenças das Médias	P
RMS AP OF (cm)	CR GC	CR GSD	0,080	0,005
	AD GC	AD GSD	0,512	
	CR GC	AD GC	0,580	
	<b>CR GSD</b>	<b>AD GSD</b>	<b>1,012*</b>	
RMS ML OF (cm)	CR GC	CR GSD	-0,870	0,000
	<b>AD GC</b>	<b>AD GSD</b>	<b>1,188*</b>	
	<b>CR GC</b>	<b>AD GC</b>	<b>1,164*</b>	
	CR GSD	AD GSD	0,846	
V AP OF (cm/s)	<b>CR GC</b>	<b>CR GSD</b>	<b>0,963*</b>	0,000
	AD GC	AD GSD	-0,315	
	CR GC	AD GC	0,234	
	<b>CR GSD</b>	<b>AD GSD</b>	<b>0,883*</b>	
V ML OF (cm/s)	<b>CR GC</b>	<b>CR GSD</b>	<b>0,894*</b>	0,000
	<b>AD GC</b>	<b>AD GSD</b>	<b>0,404*</b>	
	CR GC	AD GC	0,233	
	<b>CR GSD</b>	<b>AD GSD</b>	<b>0,723*</b>	
ÁREA OF (cm <sup>2</sup> )	<b>CR GC</b>	<b>CR GSD</b>	<b>29,309*</b>	0,000
	AD GC	AD GSD	-6,603	
	CR GC	AD GC	0,726	
	<b>CR GSD</b>	<b>AD GSD</b>	<b>23,431*</b>	

CP – centro de pressão, Cr – criança, Ad – adolescente,

CG – grupo controle, GSD – grupo Síndrome de Down, OF – olhos fechados,

RMS – root mean square, V – velocidade, AP – anteroposterior, ML – médio-lateral

O desempenho com OA e OF foi comparado pelo Teste t. O nível de significância considerado foi de  $p \leq 0,05$ . Na comparação de OA e OF para as crianças de GC houve diferença significativa nas variáveis V AP ( $p=0,000$ ) 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 V AP ( $p=0,000$ ). Foram observados valores maiores para a condição de OF.

Os adolescentes do GC apresentaram diferenças significantes nas variáveis RMS ML ( $p=0,011$ ), V AP e ML ( $p=0,000$  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.

Na condição de OA e OF foram observados os seguintes resultados: quando comparadas ao GC com OA as crianças de GSD apresentaram valores maiores para as variáveis RMS ML, V AP, V ML e área. Com OF foram encontradas diferenças para as variáveis RMS AP, V AP, V 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, V AP e V ML para OA e RMS ML, V AP, V 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 V AP, V ML e área para OA e RMS AP, RMS ML, V AP, V 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, V AP, V ML e área e para RMS ML, V AP, V 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 14, 15, 16 e 17.

**Tabela 14:** Comparação entre OA e OF para Cr do GC e GSD

Variável	Média	DP	P
RMS AP OA (cm)	0,135	2,473	0,733
RMS ML OA (cm)	-0,926	2,526	<b>0,026*</b>
V AP OA (cm/s)	-1,187	0,91	<b>0,000*</b>
V ML OA (cm/s)	-0,957	0,785	<b>0,000*</b>
ÁREA OA (cm <sup>2</sup> )	-30,724	29,995	<b>0,000*</b>
RMS AP OF (cm)	-0,662	2,028	<b>0,046*</b>
RMS ML OF (cm)	0,236	1,967	0,452
V AP OF (cm/s)	0,637	0,746	<b>0,000*</b>
V ML OF (cm/s)	1,026	1,034	<b>0,000*</b>
ÁREA OF (cm <sup>2</sup> )	24,872	29,061	<b>0,000*</b>

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

**Tabela 15:** Comparação entre OA e OF para Cr e Ad do GC

Variável	Média	DP	P
RMS AP OA (cm)	0,635	2,639	0,136
RMS ML OA (cm)	1,108	2,001	<b>0,001*</b>
V AP OA (cm/s)	-0,617	0,97	<b>0,000*</b>
V ML OA (cm/s)	0,169	0,475	<b>0,030*</b>
ÁREA OA (cm <sup>2</sup> )	-0,69	12,562	0,73
RMS AP OF (cm)	-0,507	2,201	0,153
RMS ML OF (cm)	-1,548	1,588	<b>0,000*</b>
V AP OF (cm/s)	-0,4	0,519	<b>0,000*</b>
V ML OF (cm/s)	-0,29	0,361	<b>0,000*</b>
ÁREA OF (cm <sup>2</sup> )	-2,514	7,821	<b>0,049*</b>

Cr – criança, Ad – adolescente, CG – grupo controle, OA – olhos abertos, OF – olhos fechados,  
RMS – root mean square, V – velocidade, AP – anteroposterior, ML – médio-lateral, cm – centímetros, s – segundo.

**Tabela 16:** Comparação entre OA e OF para Cr e Ad do GSD

Variável	Média	DP	P
RMS AP OA (cm)	0,43	1,633	0,103
RMS ML OA (cm)	0,213	1,873	0,477
V AP OA (cm/s)	0,557	0,921	<b>0,000*</b>
V ML OA (cm/s)	0,855	1,195	<b>0,000*</b>
ÁREA OA (cm <sup>2</sup> )	18,995	33,538	<b>0,001*</b>
RMS AP OF (cm)	-0,942	1,74	<b>0,001*</b>
RMS ML OF (cm)	-1,052	2,61	<b>0,015*</b>
V AP OF (cm/s)	-0,937	0,895	<b>0,000*</b>
V ML OF (cm/s)	-0,592	0,965	<b>0,000*</b>
ÁREA OF (cm <sup>2</sup> )	-17,466	37,712	<b>0,006*</b>

Cr – criança, Ad – adolescente, GSD – grupo Síndrome de Down, OA – olhos abertos, OF – olhos fechados,  
RMS – root mean square, V – velocidade, AP – anteroposterior, ML – médio-lateral, cm – centímetros, s – segundo.

**Tabela 17:** Comparação entre OA e OF para Ad de GC e GSD

Variável	Média	DP	P
RMS AP OA (cm)	0,585	2,103	<b>0,086*</b>
RMS ML OA (cm)	-1,571	1,524	<b>0,000*</b>
V AP OA (cm/s)	-0,48	0,572	<b>0,000*</b>
V ML OA (cm/s)	-0,462	0,425	<b>0,000*</b>
ÁREA OA (cm <sup>2</sup> )	-8,391	14,29	<b>0,001*</b>
RMS AP OF (cm)	-0,442	1,845	0,138
RMS ML OF (cm)	0,982	1,695	<b>0,001*</b>
V AP OF (cm/s)	0,26	0,692	<b>0,022*</b>
V ML OF (cm/s)	0,535	0,826	<b>0,000*</b>
ÁREA OF (cm <sup>2</sup> )	12,569	32,115	<b>0,018*</b>

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

### 5.3 Desdobramentos do estudo

A aquisição de uma plataforma de força portátil, devido ao seu custo, nem sempre é possível. Isso dificulta a pesquisa no ramo e algumas alternativas geralmente se apresentam, como adaptações de equipamento inicialmente não planejado para a execução da tarefa, a exemplo do uso do BB para avaliação do equilíbrio. Este equipamento foi fabricado e inserido no mercado como um videogame para uso recreacional e interativo. A comunidade científica mostrou interesse pelo seu uso em pesquisas devido à presença dos quatro sensores, no modelo da plataforma de força e seu baixo custo. Todavia, a leitura e quantificação dos dados gerados pelos sensores e o cálculo do CP não podem ser feitas sem a adaptação de outras tecnologias. Ao mesmo tempo, em 2015 foram veiculadas notícias sobre a saída desse equipamento do mercado de vendas ao consumidor.

Pela necessidade de dar continuidade a este estudo, considerando que os equipamentos se superam a cada dia, com inovações revolucionárias, fazendo com o que hoje é lançamento, amanhã já estará superado, criou-se a necessidade de confeccionar uma PF portátil, de baixo custo, baseada em tecnologias de fácil acesso, com fácil manuseio, útil para pesquisas de campo e principalmente confiável.

A proposta da construção de uma nova PF se organiza em duas partes principais: a plataforma propriamente dita e o Software de controle. A PF consiste em quatro células de carga independentes e uma placa controladora, no caso um Arduíno Mega. A placa é montada de forma análoga a uma balança de peso. Sua placa controladora monitora ativamente as quatro células de carga, e envia em intervalos regulares as informações para a saída serial (USB). Seu intervalo de leitura é de curta duração mantendo assim uma maior quantidade de dados coletados, aumentando a precisão da análise feita pelo programa que se comunica e transmite os dados via USB com um computador. O equipamento está em fase de construção e finalização e será parte da continuidade desse estudo, devendo ser testado e posteriormente validado tendo como instrumento comparativo a PF tradicional, que representa o padrão ouro para avaliação do equilíbrio. Os diagramas que norteiam a construção desse instrumento encontram-se nos apêndices VI, VII, VIII e IX.

## 6 DISCUSSÃO

Os grupos estudados foram analisados pela distribuição da faixa etária e sexo considerando-se o teste de normalidade. Todavia, a distribuição por faixa etária e sexo ocorreu de modo mais homogêneo para o GC. Para o grupo com SD observou-se maior concentração de meninas na faixa etária das crianças e maior número de meninos na faixa etária dos adolescentes. Deve-se considerar que a amostra do GSD foi contatada em quatro instituições e que as coletas ocorreram em função da disponibilidade de participação dos frequentadores.

Além da perda amostral por problemas técnicos, outras intercorrências encontradas para a realização das coletas ocorreram pela dificuldade que muitos avaliados encontraram para estar presentes no horário de avaliação, mesmo que agendados em horários por eles determinados, dificuldades estas por intercorrências médicas, consultas em outras especialidades, falta de transporte ou de quem os levasse para as instituições. Alguns se mostraram num primeiro momento receosos por uma circunstância diferenciada, com pessoas para eles até então desconhecidas, se encontrando em uma nova situação, porém, em pouco tempo conseguiram se ambientar.

Percebeu-se que as crianças menores tiveram maior dificuldade para o entendimento de como realizar a tarefa e se dispersavam mais facilmente ao receber o comando. Com OA, estímulos ambientais provocaram efeitos distratores, como o participante querer ver o que estava acontecendo ao seu redor, embora o ambiente tenha sido preparado cuidadosamente para a avaliação. Estavam presentes apenas o pesquisador e um auxiliar de pesquisa, com o equipamento necessário para coletar os dados. Porém, o avaliado, por vezes, procurava o avaliador apenas com o olhar, ou buscava observar o que estava sendo registrado pelo notebook provocando mínimas oscilações na postura. Estes fatores distratores podem ter interferido nos resultados obtidos. Os trabalhos encontrados na literatura que se referem a avaliação de controle postural em pessoas com Síndrome de Down não trazem constatações desta natureza em referência ao comportamento da pessoa com a síndrome em situação específica de avaliação.

O método de tratamento dos dados foi realizado a partir de dois modelos de análise: a análise dos sensores e a análise do CP. A literatura especializada faz uso dos cálculos de CP para gerar medidas objetivas sobre o desempenho na postura ereta quieta. No presente estudo, os cálculos realizados a partir dos valores gerados separadamente, em cada um dos sensores, foram feitos com o objetivo de propor uma forma alternativa

de trabalho com os dados. Porém, os resultados encontrados não foram de acordo com a literatura ou com os resultados do CP, o que indica que essa forma de análise não está em alinhamento com o padrão ouro. Shih et al. (2010) usaram um sistema de software para capturar dados sobre a distribuição de peso nos sensores bottoms e tops, right e left dos participantes para gerar feedback em programas de estimulação, sugerindo que os valores isolados dos sensores podem ser utilizados em estudos com diversas finalidades.

Na análise realizada pela leitura dos valores dos sensores, foi verificada discreta oscilação e deslocamento em algumas das variáveis para os grupos. As crianças do GSD mostraram maior oscilação na direção médio-lateral enquanto que as do GC oscilaram mais no eixo anteroposterior com OA e OF. Com OA maior oscilação foi encontrada para os adolescentes do GC nos eixos anteroposterior e médio-lateral e com OF apenas no anteroposterior.

Os dados gerados pelo CP reforçaram a literatura encontrada sobre o tema, indicando que crianças e adolescentes com Síndrome de Down apresentam maiores dificuldades no controle postural quando comparadas com seus pares em grupos controle. (BIEĆ E. et al., 2014; APOLONI, LIMA, VIEIRA, 2013; OLIVEIRA et al., 2013; CABEZA-RUIZ et al., 2011; MENEGHETTI et al., 2009; SHUMWAY-COOK e WOOLACOTT, 1985).

A análise pelos sensores não evidenciou diferenças entre os grupos avaliados, como esperado na literatura. Além disso, os resultados do CP indicaram maiores oscilações para as crianças tanto em GC, quanto em GSD, o que não foi encontrado na análise pelos sensores.

Deve-se considerar que o instrumento BB, mesmo com a demarcação para o apoio dos pés, não proporciona para o indivíduo com Síndrome de Down, estabilidade ortostática, fazendo com que o avaliado busque uma acomodação dos pés fora da área demarcada.

Pela análise dos sensores, a comparação entre crianças com OA e OF no GC não mostrou diferenças e o mesmo ocorreu com os adolescentes. Para o GSD, nessa mesma condição, foi observada diferença nas crianças para X, com menor oscilação de OF, sugerindo que não houve diferenças importantes nessas duas condições (OA e OF). Os adolescentes com SD também não apresentaram diferenças com ou sem a informação sensorial. Na literatura não foram encontrados trabalhos que realizassem análises isoladas por sensores, sendo este um dado original. Clark et al. (2010) estão entre os pesquisadores pioneiros que realizaram a validação do BB como instrumento para avaliação do

equilíbrio e referiram em seu estudo diferenças entre o desempenho em tarefa de equilíbrio na postura ereta quieta sobre o BB entre OA e OF, concordando com a literatura na conclusão que as oscilações ocorrem mais na condição de OF.

A literatura afirma que o desempenho com OA é facilitado pelo apoio da visão e que essa condição proporciona melhores resultados para diferentes grupos avaliados (REDFERN et al., 2001). Entretanto, a condição de testagem de OF pode ser apontada como uma situação desafiadora, refletindo-se no aumento de concentração devido à 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.

Quando comparadas as crianças do GSD e GC com olhos abertos e fechados não ficaram evidenciadas diferenças no desempenho global. O GSD apresentou maior deslocamento ou oscilação apenas no Eixo X e no sensor BR, enquanto que GC deslocou-se mais que o GSD no Eixo Y. Os adolescentes dos dois grupos na situação de OA apresentaram maior oscilação no BL para o GSD e X e Y para o GC. Na situação de OF maior deslocamento foi encontrado no Eixo Y para o GC. Esses achados não permitem conclusões sobre diferenças significativas no desempenho dos grupos.

Em estudo comparativo entre adultos com e sem a 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 a espuma.

Pela análise do CP foi possível observar que os deslocamentos e as oscilações do GSD foram significativamente maiores do que GC, como o esperado 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 que 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 et al. (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

trouxe 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 Freitas e Duarte (2010). Apoloni et al. (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), 31,925 (crianças com OA) e 36,361 (crianças com OF). Apoloni et al. (2013) encontraram valores para os dois grupos com SD avaliados no estudo de 53,77 e 55,98 (em cm<sup>2</sup>). Porém referiram 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 mm<sup>2</sup>/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.

Os trabalhos que utilizam o BB em pessoas com Síndrome de Down utilizam esta plataforma como recurso de intervenção para aprimoramento do equilíbrio fazendo uso de outros testes para a avaliação, assim como o *Star Excursion Balance Test* (WIKSTROM, 2012), *Bruininks-Oseretsky Test of Motor Proficiency (BOTMP)* (RAHMAN, 2010), a baropodometria (FLORES E BANKOFF, 2010), a avaliação diagnóstica pelo fisioterapeuta (DIAS et al., 2009) e a *Berg Balance Scale* (BERG et al., 1989).

Os objetivos do estudo foram cumpridos, uma vez que os dados puderam ser coletados na população com Síndrome de Down, 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 a promoção do desenvolvimento desta população.

## 6.1 Limitações do Estudo

Algumas limitações foram observadas e podem ter interferido nos resultados. A primeira delas é a frequência de aquisição dos dados, que ficou limitada a 2Hz. O

programa adaptado para este estudo foi originalmente proposto nesta frequência pelos responsáveis técnicos, não sendo possível alterá-la no decorrer do estudo. A literatura traz a recomendação de aquisição de dados em frequência superior. Outra observação diz respeito ao não registro de um *offset* antes das coletas para filtro de 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.

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. No entanto, mesmo com a presença dessas limitações, o estudo aqui apresentado confirma a ideia de que esse instrumento pode ser usado para avaliação do equilíbrio e demonstra que a pessoa com SD, criança ou jovem, responde positivamente a este modelo de avaliação, constituído por um equipamento lúdico.



## 7 CONCLUSÃO

A partir dos dados coletados e analisados neste estudo, pode-se concluir que:

Foi possível utilizar o BB para avaliar o equilíbrio estático de crianças e adolescentes com Síndrome de Down nas condições de OA e OF, capturando-se os dados dos eixos X e Y e dos quatro sensores dispostos no BB com auxílio de software adaptado.

Os participantes do estudo permaneceram nas condições de olhos abertos e fechados durante a avaliação, porém foi observada dispersão das crianças do GC e dos integrantes do GSD (crianças e adolescentes). Os dados do CP indicaram que o GSD apresentou maior oscilação do que o GC nas duas condições, com maior oscilação para as crianças. A análise por sensores isolados não confirmou os achados dos dados do CP, indicando que esse modelo de análise pode não ser igualmente sensível aos deslocamentos dos participantes avaliados; outros estudos devem ser realizados a fim de determinar maior precisão para essa forma de coleta de dados.

Foi utilizada uma versão preliminar do software elaborado para captar, ler e calcular os dados do CP a partir da leitura dos dados dos sensores do BB. Este software constitui parte de um projeto maior e interdisciplinar para construção de um equipamento de baixo custo para avaliação do equilíbrio.

Os dados aqui apresentados confirmaram a hipótese de que o BB pode ser usado para avaliação do equilíbrio na população com SD e que essa população apresenta desempenho diferenciado na postura ereta quieta quando comparado a um grupo controle, com maiores oscilações posturais na condição de olhos fechados. Sugere-se que haja continuidade nos trabalhos que investem em equipamentos de baixo custo que viabilizem aplicação de avaliações confiáveis.

## REFERÊNCIAS

- AIMONETTI, M. Intérêt de la Wii pour les personnes âgées: oui à la Wii! **NPG Neurologie – Psychiatrie – Gériatrie**, France, v. 9, issue 50, p. 63-64, 2009.
- ALCANTARA, C.P.A.; PRADO, J.M.; DUARTE, M. Análise do controle do equilíbrio em surfistas durante a postura ereta. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v.18, n.5, 2012.
- 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.
- ARROXELLAS, R. D. **Análise cinemática do arremesso da bocha adaptada e sua relação com a realidade virtual**. 2015. Dissertação (Mestrado em Distúrbios do Desenvolvimento) – Universidade Presbiteriana Mackenzie, São Paulo, 2015.
- BARCALA, L. et al. Análise do equilíbrio em pacientes hemiparéticos após o treino com o programa Wii Fit. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, Paraná, v. 24, n. 2, p. 337-343, 2011.
- BARELA, A.M.F.; DUARTE, M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, Minas Geraes, v.6, n.1, p.56-61, 2011.
- BARELA, J. A. Perspectiva dos sistemas dinâmicos: teoria e aplicação no estudo de desenvolvimento motor. In: PELLEGRINI, Ana Maria (org.). **Comportamento motor I**. São Paulo: Movimento, 1997.
- BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo, Supl. 3. p.79-88, 2000.
- BARTLETT, H. L.; TING, L. H.; BINGHAM, J. T. Accuracy of force and center of pressure measures of the Wii Balance Board™. **Gait & Posture**, Oxford, Inglaterra, v.39, p.224-228, 2014.
- BERG, K. et al. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. **Physiotherapy Canadá**, Canadá, v. 41, p. 304-311, 1989.
- BIEĆ E. et al. Postural Stability in Young Adults with Down Syndrome in Challenging Conditions. **PLoS ONE** v. 9, n. 4: e94247, 2014.
- BLASCOVI-ASSIS, S. M. **Lazer e Deficiência Mental**. Campinas: Ed.Papirus, 1997.
- BOBBERT M. F.; SCHAMHARDT H. C. Accuracy of determining the point of force application with piezoelectric forces plates. **Journal of Biomechanics**, v.23 n.7, p. 705-710, 1990.

BRASIL. Portal de Serviços. **Kit de Dados Abertos**. Disponível em: <http://kit.dados.gov.br/> Acesso em: 07/06/2016

BRUNONI, D. Aspectos Genéticos. IN: SCHWARTZMAN, J.S. **Síndrome de Down**. São Paulo: Memnon, 1999.

CABEZA-RUIZ, R. et al. Time and frequency analysis of the static balance in young adults with Down syndrome. **Gait & Posture**, n.33, p. 23–28, 2011.

CARVALHO, R. L.; ALMEIDA, G. L. Controle postural em indivíduos portadores da síndrome de Down: revisão de literatura. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v.15, n.3, p.304-308, 2008.

CHANG, W. D. et al. 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.1251–1253, 2013.

CHIARI, L.; ROCCHI, L.; CAPPELLO, A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. **Clinical Biomechanics**, v.17, p.666-667, 2002.

CLARK, R. A. et al. 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.

CORRÊA, A. G. D. et al. Realidade virtual e jogos eletrônicos: uma proposta para deficientes. In: MONTEIRO, C. B. M. (Org.). **Realidade Virtual na Paralisia Cerebral**. São Paulo: Ed. Plêiade, p. 65-71, 2011.

CURY, R. L. S. M.; MAGALHÃES, L. C. Criação de protocolo de avaliação do equilíbrio corporal em crianças de quatro, seis e oito anos de idade: uma perspectiva funcional. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v.10, n.3, p.347-354, 2006.

DEUTSCH, J. E. et al. Use of a low-cost, commercially available gaming console (Wii) for rehabilitation of an adolescent with cerebral palsy. **Physical Therapy**, Alexandria, Va, v. 88, n.10, p.1196-1207, 2008.

DIAS, R. S.; SAMPAIO, I. L. A.; TADDEO, L. S. Fisioterapia x Wii: a introdução do lúdico no processo de reabilitação de pacientes em tratamento fisioterápico. In: **BRASILIAN SYMPOSIUM ON GAMES AND DIGITAL ENTERTAINMENT**, 8, Rio de Janeiro, 2009.

DIEZ-ALEGRE, M. I.; CUERDA, R. C.-D. Empleo de un vídeo juego como herramienta terapêutica en adultos con parálisis cerebral tipo tetraparesia espástica: estudio piloto. **Revista Fisioterapia**, v. 34, n. 1, p. 23-30, 2012.

DORES, A. R. et al. Realidade virtual na reabilitação: por que sim e por que não? Uma revisão sistemática. **Acta Medica Portuguesa**, Lisboa, Portugal, n.25, v.6, p. 414-421, 2012.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quase-estática**. 2000 Tese (Concurso de Livre Docência, na área de Biomecânica) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 14, n. 3, p. 183-192, June 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.

FLYNN, S.; PALMA, P.; BENDER, A. Feasibility of using the Sony PlayStation 2 gaming platform for an individual poststroke: a case report. **Journal of Neurologic Physical Therapy**, LaCrosse, US, v. 31. p. 180-189, 2007.

FREIRE, R.C.L; DUARTE, N.S.; HAZIN, I. Fenótipo neuropsicológico de crianças com síndrome de Down. **Psicologia Em Revista**. Belo Horizonte, v. 18, n. 3, 2012.

FURLAN, S.; MOREIRA, V. A. V.; RODRIGUES, G. M. Esquema corporal em indivíduos com Síndrome de Down: uma análise através da dança. **Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte**, São Paulo, v.7, n. 3, p. 235-243, 2008.

GIL-GÓMEZ, J. A. et al. Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, 2011.  
Disponível em: <http://www.jneuroengrehab.com/content/8/1/30> Acesso em: 20/04/2014

GRIFFITHS, M. The therapeutic use of videogames in childhood and adolescence. **Clinical Child Psychology and Psychiatry**, London, GB, v. 8, n. 4, p. 547-554, 2003.

GUIMARAES, R; BLASCOVI-ASSIS, S.M. Uso do teste caixa e blocos na avaliação de destreza manual em crianças e jovens com síndrome de Down. **Revista de Terapia Ocupacional da Universidade de São Paulo**, v. 23, p. 98-106, 2012.

GUM 2008. Avaliação de dados de medição: Guia para a expressão de incerteza de medição –Duque de Caxias, RJ: INMETRO/CICMA/SEPIN, 2012.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 4 ed. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, 2005.

HALL, C. D.; JENSEN, J. L. The effect of cane use on the compensatory step following posterior perturbations. **Clinical Biomechanics**, v. 19, p. 678-87, 2004.

HARRIS e TADA, Alterações Genéticas. IN: ÜMPHRED, D. **Fisioterapia Neurológica**. São Paulo: Manole, 1994.

HAY, J. G.; REID, J.G. **As bases anatômicas e mecânicas do movimento humano**. Prentice-Hall do Brasil: Rio de Janeiro, 1985.

HUURNINK, A. et al. 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. 1392-1395, 2013.

JEKA, J.; OIE, K. S.; KIEMEL, T. Multisensory information for human postural control: integrating touch and vision. **Experimental Brain Research**, Berlin, DE, n. 134, p. 107-125, 2000.

KENYON, R. V.; LEIGH, J.; KESHNER, E. A. Considerations for the future development of virtual technology as a rehabilitation tool. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, London, v. 1, n. 13, 2004. Disponível em: <<http://www.jneuroengrehab.com/content/pdf/1743-0003-1-13.pdf>> Acesso em: 04 nov. 2010.

LARSEN, L. R. et al. Field assessment of balance in 10 to 14 year old children, reproducibility and validity of the Nintendo® Wii board. **Bio Med Central Pediatrics**, v.14, n.144, 2014. Disponível em: <<http://www.jneuroengrehab.com/content/11/1/99>> acesso em 17/12/2014.

LEVINE, D. et al. **Estatística: Teoria e Aplicações - Utilizando Microsoft Excel** Português. 5 ed. Rio de Janeiro: LTC, 2008.

LIMA, C. B. et al. Equilíbrio dinâmico: influência das restrições ambientais. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, Florianópolis, SC, v. 3, n. 1, p. 83-94, 2001.

LIN, L.F. et al. Balance function and sensory integration after mild traumatic brain injury. **Brain Injury Journal**, v.29, p.41-46, 2015.

MENEGHETTI, C. H. Z. et al. Avaliação do equilíbrio estático de crianças e adolescentes com Síndrome de Down. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 13, n. 3, p. 230-235, 2009.

MICHALSKI, A. et al., Assessment of the postural control strategies used to play two Wii Fit™. **Gait & Posture**, Oxford, Inglaterra, n.36, p.449-453, 2012.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A.C. As funções do controle postural durante a postura ereta. **Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo**, São Paulo, v. 10, n. 1, p. 7-15, 2003.

MONTEIRO, C. B. M. **Realidade virtual na paralisia cerebral**. São Paulo: Plêiade, 2011.

- MONTEIRO JUNIOR, R. S.; SILVA, E. B. Efetividade da reabilitação virtual no equilíbrio corporal e habilidades motoras de indivíduos com déficit neuromotor: uma revisão sistemática. **Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde**, Pelotas, v. 17, n.3, p. 224-230, 2011.
- NINTENDO. Disponível em: <<http://wiiportal.nintendo-europe.com/15735.html>>  
Acesso em: 19 nov. 2010.
- OVERSTALL, P. W. The use of balance training in elderly people with falls. **Reviews in Clinical Gerontology**, London, GB, v. 13, p. 153-161, 2003.
- OLIVEIRA, T. F. et al. Equilíbrio dinâmico em adolescentes com Síndrome de Down e adolescentes com desenvolvimento típico. **Motriz: Revista de Educação Física**, Rio Claro, v. 19, n. 2, p. 378-390, 2013.
- OSORIO, G.; PHIL, M.; MOFFAT, D. C.; SYKES, J. Exergaming, Exercise, and Gaming: Sharing Motivation. **Games For Health Journal: Research, Development, and Clinical Applications**, v.1, n.3, p. 205-210, 2012.
- PARK, D.S.; LEE, G.C. Validity and reliability of balance assessment software using the Nintendo® Wii balance board™: usability and validation. **JNER - Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v.11, n.99, p. 2014.
- PEREIRA, O. S. A utilização da análise computadorizada como método de avaliação das alterações posturais: um estudo preliminar. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v. 16, n. 2, p. 17-25, 2003.
- PEREIRA, S. A. et al. Uso do Nintendo® Wii e adaptações cardiorrespiratórias agudas em uma criança com Síndrome de Down: relato de caso. **ASSOBRAFIR Ciência**, São Paulo, SP, v. 4, n. 3, p. 45-50, 2013.
- 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.
- POMPEU, J. E. **Melhora funcional de pacientes com doença de Parkinson após treinamento em ambientes real e virtual**. 2012. Tese (Doutorado em Psicologia, na área de Neurociências e Comportamento) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.
- PRIOSTI, P. A. et al. Grip strength and manual dexterity in Down Syndrome children. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, SP, v. 20, n. 3, p. 278-285, 2013.
- PUESCHEL, S.M. **Guia para pais e educadores**. Campinas: Papyrus, 1993.
- RAHMAN, S. A. R. A. Efficacy of virtual reality-based therapy on balance in children with Down syndrome. **World Applied Sciences Journal**, v. 10, n. 3, p. 254-261, 2010.

RAND, D.; KIZONY, R.; WEISS, P. T. L. The Sony Playstation II Eye Toy: low cost virtual reality for use in rehabilitation. **Journal of Neurologic Physical Therapy**, LaCrosse, US, v. 32, p. 155-163, 2008.

REDFERN, M.S.; YARDLEY, L.; BRONSTEIN, A.M. Visual Influences on Balance, **Journal of Anxiety Disorders**, v. 15, n. 1-2, p. 81-94, 2001.

RHINE, T. et al. 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. **Utilização do Nintendo® Wii Fit - Balance Board™ como Instrumento de Avaliação do Equilíbrio Estático**. 2012. Dissertação (Mestrado em Distúrbios do Desenvolvimento) - Universidade Presbiteriana Mackenzie, São Paulo, 2012.

ROMANO, R. G. et al. Tecnologia de Games e reabilitação virtual: adaptação do software LabVIEW para captura dos dados do Wii Balance Board™. **Millenium**, Portugal, n. 45, p. 187-191, 2013.

SANTOS, J. et al. Utilização do Nintendo® Wii como recurso incentivador de atividade física em crianças com síndrome de Down - estudo de caso. **Ensaio e Ciência: Ciências Biológicas, Agrárias e da Saúde**, Campo Grande, Brasil. v.17, n.1, p. 61 – 77, 2013.

SCHIAVINATO, A. M. et al. Influência do Wii Fit no equilíbrio de paciente com disfunção cerebelar: estudo de caso. **Journal of the Health Sciences Institute**, São Paulo, v. 28, n. 1, p. 50-52, 2010.

SCHWARTZMAN, J.S. **Síndrome de Down**. São Paulo: Memnon, 1999.

SCOPPA, F. et al. Clinical stabilometry standardization: basic definitions – acquisition interval – sampling frequency, **Gait & Posture**, Oxford, Inglaterra, v. 37, n. 2, p.290-292, 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.

SHIH, C.H. et al. Enabling people with developmental disabilities to actively follow simple instruction and perform designated physical activities according to simple instructions with Nintendo® Wii Balance Board™ by controlling environmental stimulation. **Research in Developmental Disabilities**, n. 32, p. 2780–2784, 2011.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLACOTT, M. H. Dynamics of Postural Control in the Child with Down Syndrome. **Physical Therapy**, v. 65, n. 9, p. 1315-1322, 1985.

- SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 55, n. 1, p.M10-16, 2000.
- SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. 2ª ed. Barueri: Manole, 2003.
- SOARES M.D.; SANTOS J.K.V.; COSTA F.A.; MELO L.P. Wiireabilitação e fisioterapia neurológica: uma revisão sistemática. **Revista Neurociências**, v. 23, n.1, p. 81-88, 2015.
- SOUZA, A. B. et al. Síndrome de Down: correlação entre o desempenho funcional com a força de preensão palmar e a destreza manual. **Fisioterapia Brasil**, v. 13, p. 211-215, 2012.
- STRATFORD, B. **Past, Present and Future**. London: Penguin Books, 1989.
- STRATFORD, B. **Crescendo com a Síndrome de Down**. Brasília: Corde, 1997.
- TOOKUNI, K. S. et al. Análise comparativa do controle postural de indivíduos com e sem lesão do ligamento cruzado anterior de joelho. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, SP, v. 13, n. 3, p. 115-119, 2005.
- VIM 2012. Vocabulário Internacional de Metrologia: **Conceitos fundamentais e gerais e termos associados**. Duque de Caxias, RJ: INMETRO, 2012.
- WEISS, P. L. et al. Video capture virtual reality as a flexible and effective rehabilitation tool. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, London, v. 1, n. 12, 2004. Disponível em: < <http://www.jneuroengrehab.com/content/1/1/12/abstract>> Acesso em: 04 nov. 2010
- WIKSTROM, E. A. Validity and Reliability of Nintendo® Wii Fit Balance Scores. **Journal of Athletic Training**, Carrollton, TX, v.3, n. 47, p.306-313, 2012.
- WINTER, D.A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & Posture**, Oxford, Inglaterra, v. 3, p. 193-214, 1995.
- WUANG, Y.P. et al. Effectiveness of virtual reality using Wii gaming technology in children with Down syndrome, **Research in Developmental Disabilities**, Elmsford NY, US, n.32, p.312–321, 2011.
- YAMAMOTO, K.; MATSUZAWA, M. Validity of a jump training apparatus using Wii Balance Board™. **Gait & Posture**, Oxford, Inglaterra, v. 38, p. 132-135, 2013
- YAMAMOTO, M.E.I.; GANANÇA, C.F. Posturografia com estímulos de realidade virtual nas diferentes disfunções vestibulares, **Revista da Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia**, v.17, n.1, p.54-60, 2012.



YOUNG, W. et al. 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.

**APÊNDICES****APÊNDICE I – Carta aos Diretores e Coordenadores**

São Paulo, XX de XXXXXX de XXXX

A/C Diretores e Coordenadores  
XXXXXXXXXXXXXXXXXXXX

Prezados Senhores,


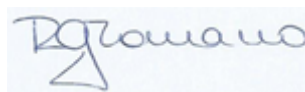
Estamos apresentando o projeto **“EQUILÍBRIO ESTÁTICO EM PESSOAS COM SÍNDROME DE DOWN: USO DO NINTENDO® WII BALANCE BOARD™ COMO INSTRUMENTO DE AVALIAÇÃO”**, vinculado ao Curso de Doutorado em Distúrbios do Desenvolvimento da Universidade Presbiteriana Mackenzie e desenvolvido pela Doutoranda **Rosângela Guimarães Romano**. A proposta do referido projeto é avaliar o equilíbrio estático a partir da utilização do Nintendo® Wii Fit – Balance Board™ em crianças e adolescentes com Síndrome de Down com a idade de 7 a 14 anos. Os dados para o estudo serão coletados por meio de entrevista e avaliações do equilíbrio. Para tanto, serão aplicadas avaliações de equilíbrio com o uso do Balance Board™ do Nintendo® Wii.

O referido projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Mackenzie Número do Parecer: 649.020 e CAAE: 30454214.8.0000.0084

Solicitamos colaboração da Instituição para participar do estudo como convidada, permitindo a coleta de dados em suas dependências. Todos os procedimentos éticos serão adotados, de acordo com as exigências do Comitê de Ética. Informamos que o mesmo exige que os pesquisadores mantenham sigilo sobre a identificação das instituições, porém se for de interesse das mesmas que o nome seja divulgado, solicitamos autorização por escrito do responsável.

Contando com sua colaboração, colocamo-nos à disposição para outros esclarecimentos que se fizerem necessários.

Atenciosamente,

Prof. Dra. Silvana Maria Blascovi de Assis  
OrientadoraRosângela Guimarães Romano  
Doutoranda

**APÊNDICE II - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – Pais ou Responsáveis**

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO  
PAIS ou RESPONSÁVEIS pelo Sujeito de Pesquisa**

Gostaríamos de convidá-lo a participar do projeto de pesquisa “**EQUILÍBRIO ESTÁTICO EM PESSOAS COM SÍNDROME DE DOWN: USO DO NINTENDO® WII BALANCE BOARD™ COMO INSTRUMENTO DE AVALIAÇÃO**” que tem por objetivo avaliar o equilíbrio estático a partir da utilização do Nintendo® Wii Fit – Balance Board™ em crianças e adolescentes com Síndrome de Down com a idade de 7 a 14 anos. Os dados para o estudo serão coletados por meio de entrevista e avaliações do equilíbrio. Para tanto, serão aplicadas avaliações de equilíbrio com o uso do Balance Board™ do Nintendo® Wii. As avaliações serão aplicadas por uma equipe de pesquisadores composta por fisioterapeutas, educadores físicos e psicólogos, assessorada por profissionais da engenharia, física e estatística. Os instrumentos indicados para a coleta de dados e o contato interpessoal proposto no estudo oferecem riscos mínimos aos participantes, tais como: cansaço durante as atividades ou desinteresse pelas mesmas. O participante terá o direito de retirar a permissão para participar do estudo a qualquer momento, sem qualquer penalidade ou prejuízo.

Em qualquer etapa do estudo você terá acesso ao Pesquisador Responsável para o esclarecimento de eventuais dúvidas (no endereço abaixo). As informações coletadas serão analisadas em conjunto com a de outros participantes e será garantido o sigilo, a privacidade e a confidencialidade das questões respondidas, sendo resguardado o nome dos participantes (apenas o Pesquisador Responsável terá acesso a essa informação), bem como a identificação do local da coleta de dados. Caso você tenha alguma consideração ou dúvida sobre os aspectos éticos da pesquisa, poderá entrar em contato com o **Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Presbiteriana Mackenzie** – Rua da Consolação, 896 - Ed. João Calvino - 1º andar.

Desde já agradecemos a sua colaboração.

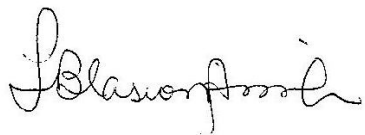
Declaro que li e entendi os objetivos deste estudo, e que as dúvidas que tive foram esclarecidas pelo Pesquisador Responsável. Estou ciente que a participação é voluntária, e que, a qualquer momento tenho o direito de obter outros esclarecimentos sobre a pesquisa e de retirar a permissão para participar da mesma, sem qualquer penalidade ou prejuízo.

**Nome do Responsável pelo Sujeito de Pesquisa:**

**Assinatura do Responsável pelo Sujeito de Pesquisa:**

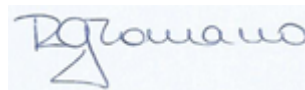
Declaro que expliquei ao Responsável pelo Sujeito de Pesquisa os procedimentos a serem realizados neste estudo, seus eventuais riscos/desconfortos, possibilidade de retirar-se da pesquisa sem qualquer penalidade ou prejuízo, assim como esclareci as dúvidas apresentadas.

São Paulo, XX de XXXXX de XXXX.



Profa. Dra. Silvana Maria Blascovi de Assis  
Orientadora  
e-mail: [silvanablascovi@mackenzie.br](mailto:silvanablascovi@mackenzie.br)  
Universidade Presbiteriana Mackenzie

Endereço: Rua da Consolação, 930. Consolação. CEP: 01302-090. São Paulo – SP.



Rosangela Guimarães Romano  
Doutoranda  
[rogromano@yahoo.com.br](mailto:rogromano@yahoo.com.br)

### APÊNDICE III - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – Instituição

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – INSTITUIÇÃO

Gostaríamos de convidar a sua Instituição a participar do projeto de pesquisa “**EQUILÍBRIO ESTÁTICO EM PESSOAS COM SÍNDROME DE DOWN: USO DO NINTENDO® WII BALANCE BOARD™ COMO INSTRUMENTO DE AVALIAÇÃO**” que tem por objetivo avaliar o equilíbrio estático a partir da utilização do Nintendo® Wii Fit – Balance Board™ em crianças e adolescentes com Síndrome de Down com a idade de 7 a 14 anos. Os dados para o estudo serão coletados por meio de entrevista e avaliações do equilíbrio. Para tanto, serão aplicadas avaliações de equilíbrio com o uso do Balance Board™ do Nintendo® Wii. As avaliações serão aplicadas por uma equipe de pesquisadores composta por fisioterapeutas, educadores físicos e psicólogos, assessorada por profissionais da engenharia, física e estatística. Os instrumentos indicados para a coleta de dados e o contato interpessoal proposto no estudo oferecem riscos mínimos aos participantes, tais como: cansaço durante as atividades ou desinteresse pelas mesmas. A instituição participante terá o direito de retirar a permissão para participar do estudo a qualquer momento, sem qualquer penalidade ou prejuízo.

Em qualquer etapa do estudo os participantes e a Instituição terão acesso ao Pesquisador Responsável para o esclarecimento de eventuais dúvidas (no endereço abaixo), e terão o direito de retirar-se do estudo a qualquer momento, sem qualquer penalidade ou prejuízo. As informações coletadas serão analisadas em conjunto com a de outros participantes e será garantido o sigilo, a privacidade e a confidencialidade das questões respondidas, sendo resguardado o nome dos participantes (apenas o Pesquisador Responsável terá acesso a essa informação), bem como a identificação do local da coleta de dados.

Caso a Instituição tenha alguma consideração ou dúvida sobre os aspectos éticos da pesquisa, poderá entrar em contato com o **Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Presbiteriana Mackenzie** - Rua da Consolação, 896 - Ed. João Calvino - 1º andar. Assim, considerando-se o exposto, solicitamos o consentimento desta Instituição para o contato com os Sujeitos de Pesquisa. Desde já agradecemos a sua colaboração.

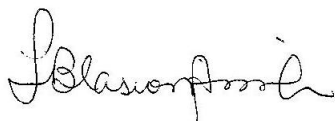
Declaro que li e entendi os objetivos deste estudo, e que as dúvidas que tive foram esclarecidas pelo Pesquisador Responsável. Estou ciente que a participação da Instituição e dos Sujeitos de Pesquisa é voluntária, e que, a qualquer momento ambos têm o direito de obter outros esclarecimentos sobre a pesquisa e de retirar-se da mesma, sem qualquer penalidade ou prejuízo.

**Nome do Representante Legal da Instituição:**

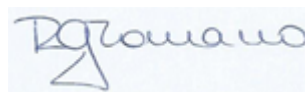
**Assinatura do Representante Legal da Instituição:**

Declaro que expliquei ao Responsável pela Instituição os procedimentos a serem realizados neste estudo, seus eventuais riscos/desconfortos, possibilidade de retirar-se da pesquisa sem qualquer penalidade ou prejuízo, assim como esclareci as dúvidas apresentadas.

São Paulo, XX de XXXXX de XXXX.



Prof. Dra. Silvana Maria Blascovi de Assis  
Orientadora  
e-mail: [silvanabascovi@mackenzie.br](mailto:silvanabascovi@mackenzie.br)  
Universidade Presbiteriana Mackenzie  
Endereço: Rua da Consolação, 930. Consolação. CEP: 01302-090. São Paulo – SP.



Rosângela Guimarães Romano  
Doutoranda  
[rogromano@yahoo.com.br](mailto:rogromano@yahoo.com.br)

**APÊNDICE IV – Ficha de Entrevista e Avaliação**  
**Ficha de Entrevista e Avaliação**

Data: \_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_/\_\_\_\_\_ Local:\_\_\_\_\_ Suj.:\_\_\_\_\_

Nome: \_\_\_\_\_

Data de Nascimento: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_ anos

Sexo: ( ) feminino ( ) masculino Fone para contato: \_\_\_\_\_

Altura: \_\_\_\_\_ cm Peso: \_\_\_\_\_ kg

Antecedentes ortopédicos, neurológicos ou sensoriais de conhecimento da escola/instituição: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Presença de cardiopatia? ( ) sim ( ) não

Corrigida quando? \_\_\_\_\_

Qual? \_\_\_\_\_

Conhece o Wii? ( ) sim ( ) não

Já usou o equipamento alguma vez? ( ) sim ( ) não

Tem o Nintendo® Wii Sports em casa? ( ) sim ( ) não

Pratica regularmente / com que frequência por semana? \_\_\_\_\_

Por quanto tempo aproximadamente cada sessão? \_\_\_\_\_

Tem o Wii Balance Board™ em casa? ( ) sim ( ) não

Pratica regularmente/com que frequência por semana? \_\_\_\_\_

Por quanto tempo aproximadamente cada sessão? \_\_\_\_\_

Possui algum vídeo game similar? ( ) sim ( ) não

Qual? \_\_\_\_\_

Pratica regularmente/com que frequência por semana? \_\_\_\_\_

Por quanto tempo aproximadamente cada sessão? \_\_\_\_\_

Pratica atividade física? ( ) sim ( ) não

Qual? \_\_\_\_\_ Quantas vezes por semana? \_\_\_\_\_

Nome do responsável: \_\_\_\_\_

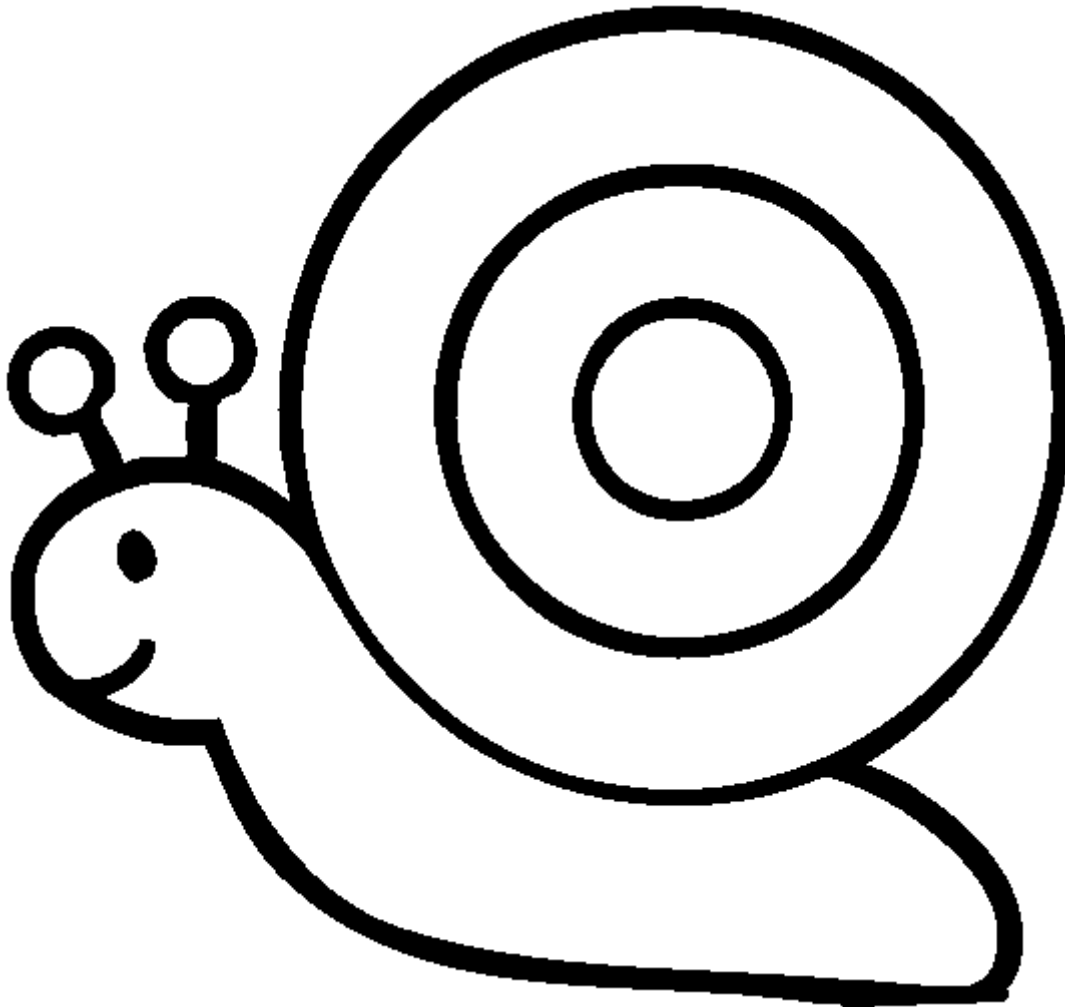
Arquivos: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

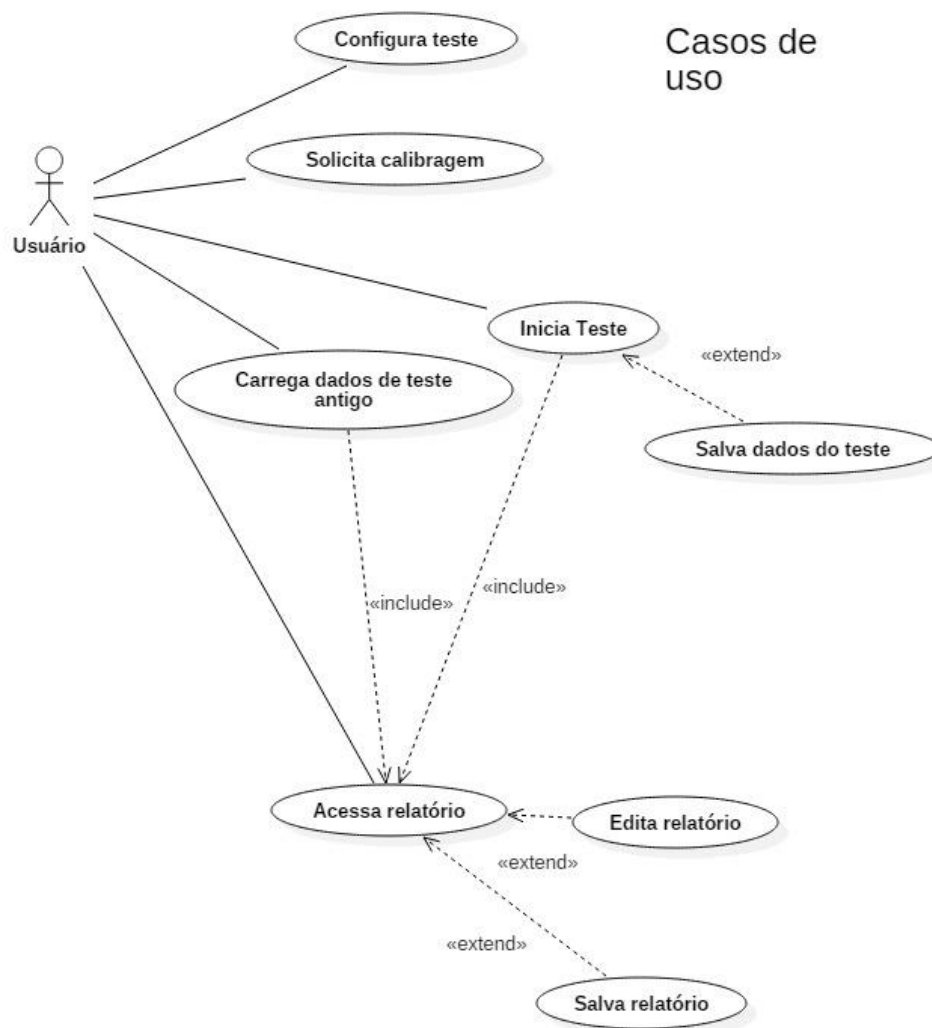
\_\_\_\_\_

Obs.: \_\_\_\_\_

APÊNDICE V – Ilustração de alvo em tamanho real

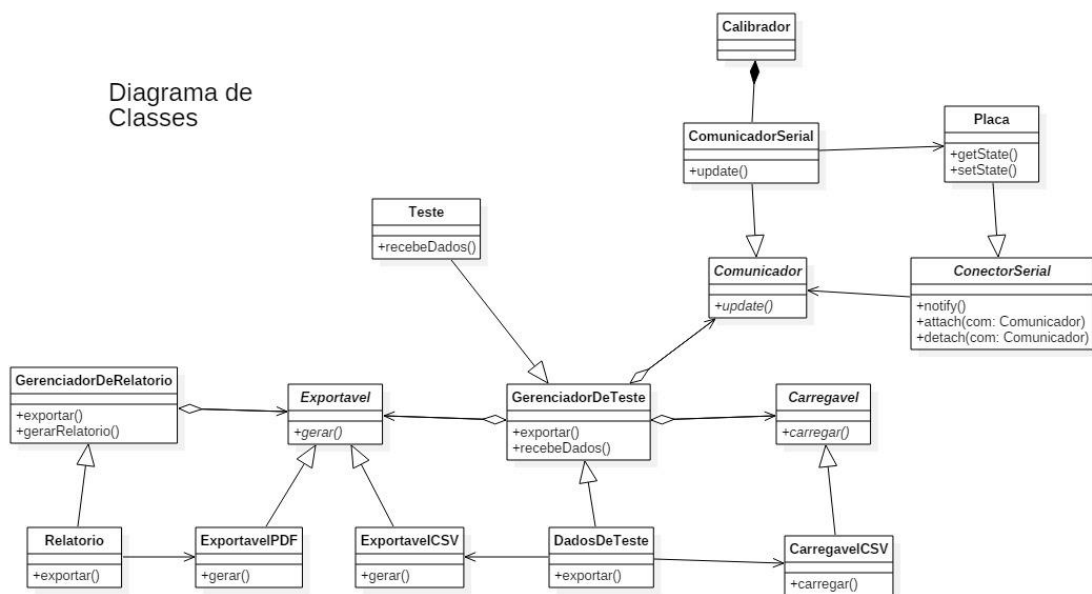


## APÊNDICE VI – Diagrama – Casos de Uso



Crédito: Projeto MackPesquisa: Avaliação do equilíbrio postural de seres humanos por meio de uma plataforma de força de baixo custo  
Coordenador: RAIA, F., 2015 - Ilustração CORREIA, G. M. F.

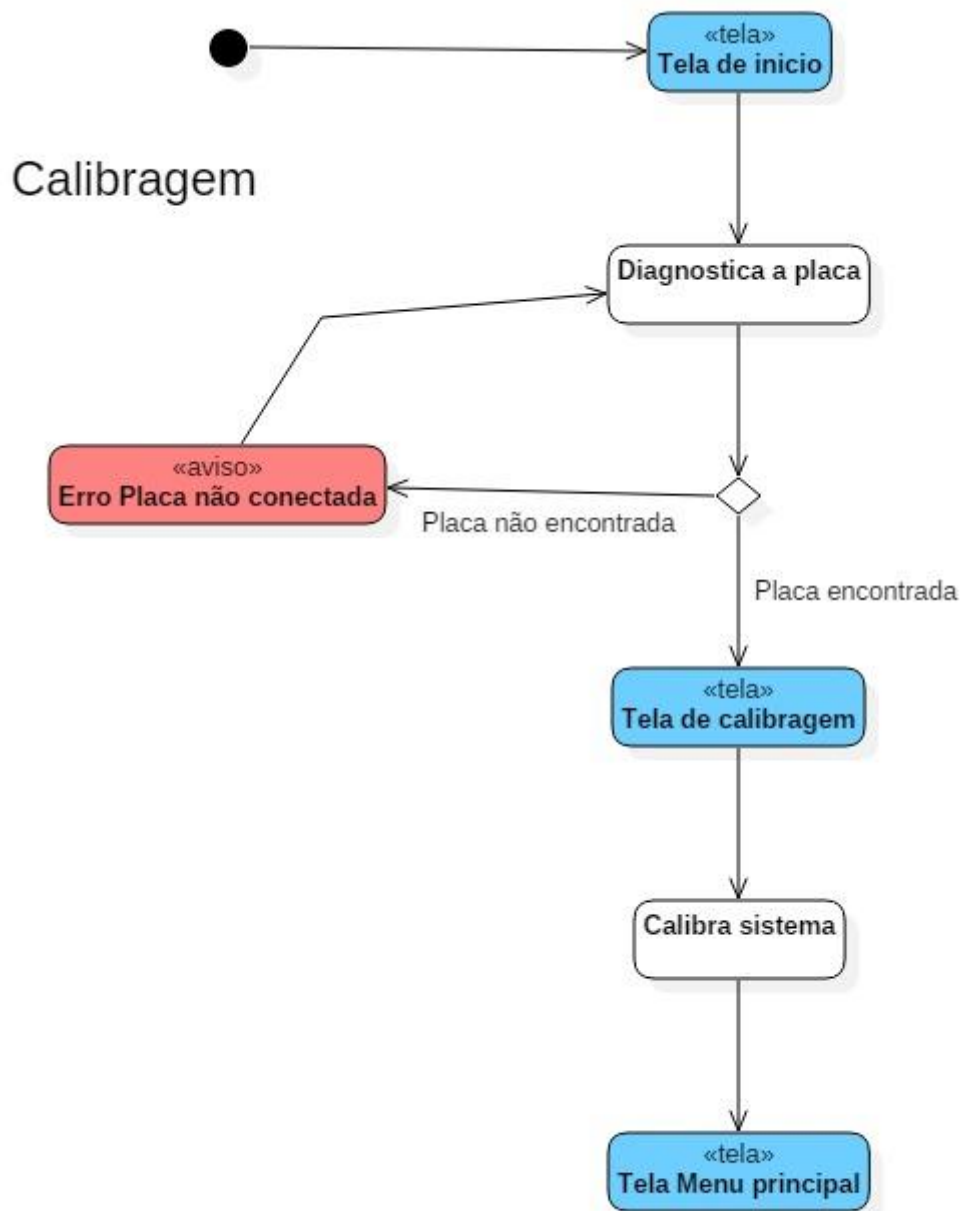
## APÊNDICE VII – Diagrama de Classes



Crédito: Projeto MackPesquisa: Avaliação do equilíbrio postural de seres humanos por meio de uma plataforma de força de baixo custo  
 Coordenador: RAIA, F., 2015 - Ilustração CORREIA, G. M. F.



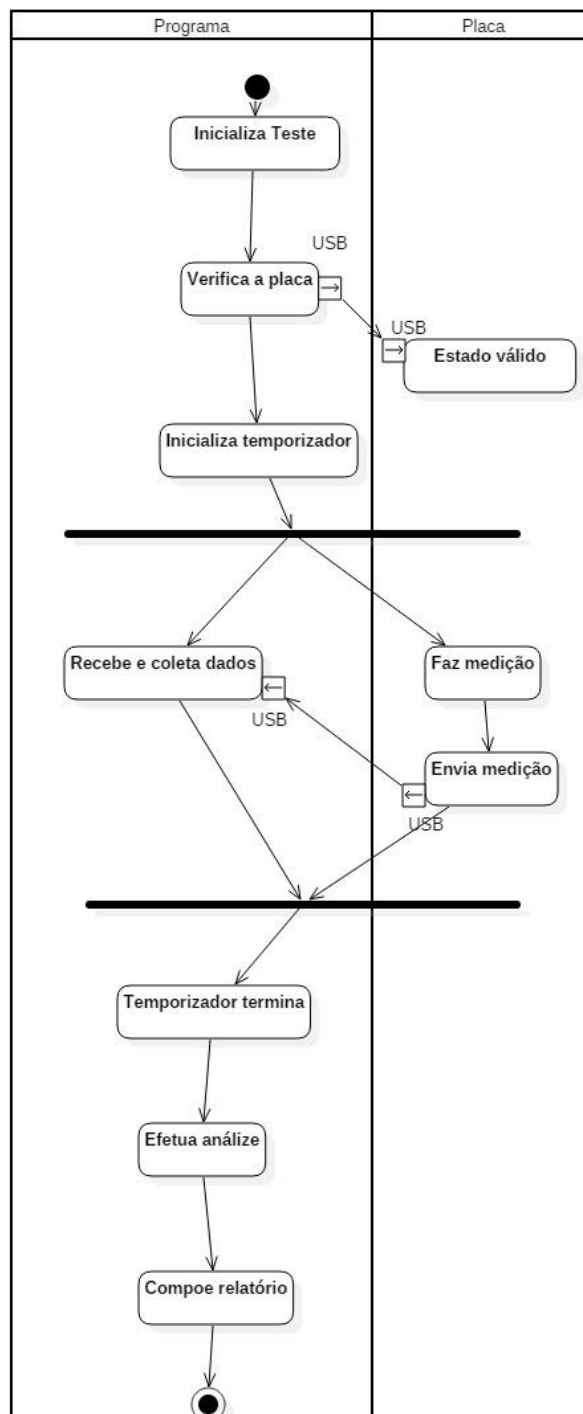
## APÊNDICE VIII - Diagrama de Calibragem



Crédito: Projeto MackPesquisa: Avaliação do equilíbrio postural de seres humanos por meio de uma plataforma de força de baixo custo  
Coordenador: RAIA, F., 2015 - Ilustração CORREIA, G. M. F.

## APÊNDICE IX – Diagrama de Coleta de Dados

### Coleta de dados



Crédito: Projeto MackPesquisa: Avaliação do equilíbrio postural de seres humanos por meio de uma plataforma de força de baixo custo  
 Coordenador: RAIA, F., 2015 - Ilustração CORREIA, G. M. F.

## ANEXO

## ANEXO I – Parecer Consubstanciado do CEP

UNIVERSIDADE  
PRESBITERIANA MACKENZIE



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** ESTUDO DA REABILITAÇÃO VIRTUAL COMO RECURSO DE AVALIAÇÃO E TRATAMENTO PARA PESSOAS COM SÍNDROME DE DOWN

**Pesquisador:** Silvana Maria Blascovi de Assis

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 30454214.8.0000.0084

**Instituição Proponente:** Universidade Presbiteriana Mackenzie

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 649.020

**Data da Relatoria:** 30/04/2014

**Apresentação do Projeto:**

O projeto está muito bem apoiado na literatura e apresenta todos os dados necessários para avaliação.

**Objetivo da Pesquisa:**

Os objetivos estão claros.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Os riscos praticamente inexistentes e os benefícios claramente expostos.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

A pesquisa está muito bem estruturada.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

O termo está de acordo com o proposto pela Universidade.

**Recomendações:**

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Não existem pendências.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Endereço:** Rua da Consolação, 896 - Mezanino

**Bairro:** Edifício João Calvino

**CEP:** 1302907

**UF:** SP

**Município:** SAO PAULO

**Telefone:** (11-)2114-8144

**E-mail:** copq@mackenzie.br

UNIVERSIDADE  
PRESBITERIANA MACKENZIE



Continuação do Parecer: 649.020

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

SAO PAULO, 15 de Maio de 2014

---

**Assinado por:**  
**Elizeu Coutinho de Macedo**  
**(Coordenador)**

**Endereço:** Rua da Consolação, 896 - Mezanino  
**Bairro:** Edifício João Calvino **CEP:** 1302907  
**UF:** SP **Município:** SAO PAULO  
**Telefone:** (11)2114-8144 **E-mail:** copq@mackenzie.br