

**CAMILA SOUZA MIRANDA**

**Aprendizagem motora após treinamento de equilíbrio com realidade virtual em  
pacientes com sequelas crônicas de acidente vascular cerebral:  
generalização dos ganhos obtidos em realidade virtual para ambiente real**

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina  
da Universidade de São Paulo para obtenção do  
título de Mestre em Ciências  
Programa de Ciências da Reabilitação  
Orientador: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Maria Elisa Pimentel  
Piemonte

(Versão corrigida, Resolução CoPGr 6018/11, de 1 de novembro de 2011.

A versão original está disponível na Biblioteca da FMUSP)

São Paulo

2016

**CAMILA SOUZA MIRANDA**

**Aprendizagem motora após treinamento de equilíbrio com realidade virtual em  
pacientes com sequelas crônicas de acidente vascular cerebral:  
generalização dos ganhos obtidos em realidade virtual para ambiente real**

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina  
da Universidade de São Paulo para obtenção do  
título de Mestre em Ciências  
Programa de Ciências da Reabilitação  
Orientador: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Maria Elisa Pimentel  
Piemonte

(Versão corrigida, Resolução CoPGr 6018/11, de 1 de novembro de 2011.

A versão original está disponível na Biblioteca da FMUSP)

São Paulo

2016

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)**

Preparada pela Biblioteca da  
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Miranda, Camila Souza

Aprendizagem motora após treinamento de equilíbrio com realidade virtual em pacientes com sequelas crônicas de acidente vascular cerebral : generalizações dos ganhos obtidos em realidade virtual para ambiente real / Camila Souza Miranda. -- São Paulo, 2016.

**Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da  
Universidade de São Paulo.**

Programa de Ciências da Reabilitação.

Orientadora: Maria Elisa Pimentel Piemonte.

Descritores: 1.Aprendizagem 2.Acidente vascular cerebral 3.Equilíbrio postural 4.Terapia de exposição à realidade virtual 5.Paresia 6.Reabilitação

USP/FM/DBD-250/16

## DEDICATÓRIAS

Aos meus pais. À minha mãe pela força, fibra e coragem incansável. Um exemplo de profissional e de mulher. Obrigada por acreditar em mim, e por sempre me acolher com ternura e sabedoria. À meu pai pela dedicação e rigidez. Sem vocês nunca teria chegado onde estou.

À minha irmã, minha ídola de sempre, agora mais do que nunca. Você sempre foi meu norte, minha meta a perseguir (apesar de saber que nunca irei alcançar). Obrigada pelas risadas, sabedoria e companheirismo de sempre.

Aos pacientes, que além de aceitarem participar do projeto, me dão diariamente ensinamentos de persistência, paciência e luta.

## **AGRADECIMENTOS**

À minha orientadora, Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Maria Elisa Pimentel Piemonte, por todos os ensinamentos desde a graduação, pós-graduação, no dia a dia do meu trabalho e agora nessa importante etapa do mestrado. Obrigada pela paciência, por ser exemplo de fisioterapeuta e pesquisadora e pelo incentivo em todas as etapas.

À colega e amiga Tatiana de Paula Oliveira, que me ensinou a ser fisioterapeuta e continua me ensinando tantas coisas no dia a dia. Obrigada pela ajuda intelectual e emocional nos grandes e pequenos desafios desse projeto.

Às colegas de laboratório, Joyce Muzzi e Danielle Perez pela parceria desde o começo.

Aos amigos, fundamentais durante todo esse processo. Amizades de toda a vida, irmã de coração, amigos que a vida me presenteou, melhores amigas do dia-a-dia do trabalho. Pelos conselhos, fundamentais ajudas, momentos de leveza e alegria.

To Walter for your patience, for making me laugh and say that everything will be fine.

Esta dissertação ou tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3a ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

## SUMÁRIO

Lista de figuras	
Lista de tabelas	
Lista de abreviaturas e siglas	
Resumo	
Abstract	
<b>1. INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
1.1. ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL	1
1.2. CONTROLE POSTURAL NO PACIENTE APÓS AVC	3
1.3. REABILITAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL EM AVC	7
1.4. REALIDADE VIRTUAL	11
1.5. GENERALIZAÇÃO NO PROCESSO DE REABILITAÇÃO	14
<b>2. OBJETIVOS</b>	<b>21</b>
2.1. HIPÓTESE	21
<b>3. MÉTODOS</b>	<b>22</b>
3.1. TIPO DE ESTUDO	22
3.2. CASUÍSTICA	22
3.2.1. Critérios De Inclusão	23
3.2.2. Critérios De Exclusão	23
3.2.3. Termos De Consentimento	24
3.3. LOCAL	24
3.4. MATERIAIS	24
3.4.1. <i>Nintendo Wii Fit</i> <sup>®</sup>	25
3.5. PROCEDIMENTO	27
3.5.1. Avaliações	27
3.5.1.1. Medida primária	27
3.5.1.2. Medida secundária	31
3.5.2. Treinamento	31
3.5.2.1. Grupo experimental (GE)	31
3.5.2.1.1. Seleção dos jogos	33
3.5.2.2. Grupo controle (GC)	38
3.6. ANÁLISE DOS RESULTADOS	39
<b>4. RESULTADOS</b>	<b>40</b>
4.1. CARACTERÍSTICAS DOS PARTICIPANTES	40
4.2. DESEMPENHO NOS JOGOS	41
4.3. GENERALIZAÇÃO DOS GANHOS OBTIDOS	45
<b>5. DISCUSSÃO</b>	<b>48</b>
5.1. LIMITAÇÕES	54
5.2. IMPLICAÇÕES CLÍNICAS	54
<b>6. CONCLUSÃO</b>	<b>55</b>
<b>7. ANEXOS</b>	<b>56</b>
7.1. ANEXO 1 – ESCALA FUGL-MEYER	56
7.2. ANEXO 2 – ESCALA DE RASTREIO <i>COGNITIVO MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT</i> (MOCA)	57
7.3. ANEXO 3 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	58

7.4. ANEXO 4 – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA .....	62
7.5. ANEXO 5 – ORIENTAÇÕES GRUPO CONTROLE.....	63
<b>8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>68</b>
Apêndice	

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Console Wii® e <i>Wii Remote</i> ®.....	26
Figura 2 - <i>Wii Balance Board</i> ®.....	26
Figura 3 - Rhythmic Weight Shift Látero-lateral e Anteroposterior.....	29
Figura 4 - Limits Of Stability nos deslocamentos para o lado acometido e não acometido.....	31
Figura 5 - Tela do jogo <i>Table Tilt</i> .....	34
Figura 6 - Tela do jogo <i>Penguin Slide</i> .....	35
Figura 7 - Tela do jogo <i>Basic Step</i> .....	35
Figura 8 - Tela do jogo <i>Torso Twist</i> .....	36
Figura 9 - Tela do jogo <i>Tilt City</i> .....	37
Figura 10 - Fluxograma do encaminhamento dos pacientes.....	40
Figura 11 - Gráfico da pontuação no jogo <i>Table Tilt</i> .....	42
Figura 12 - Gráfico da pontuação no jogo <i>Penguin Slide</i> .....	42
Figura 13 - Gráfico da pontuação no jogo <i>Basic Step</i> .....	43
Figura 14 - Gráfico da pontuação no jogo <i>Torso Twist</i> .....	44
Figura 15 - Gráfico da pontuação no jogo <i>Tilt City</i> .....	44
Figura 16 - Gráfico da pontuação no teste LOS ponto final de excursão.....	46
Figura 17 - Gráfico da pontuação no teste LOS excursão máxima.....	47

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Critérios de pontuação dos jogos selecionados.....	37
Tabela 2- Similaridade entre testes da plataforma e jogos selecionados.....	38
Tabela 3- Características gerais dos pacientes.....	41
Tabela 4- Média e desvio padrão da pontuação no teste <i>Rhythmic Weight Shift</i> .....	45

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVC.....	Acidente Vascular Cerebral
RV.....	Realidade Virtual
IREX.....	<i>Interactive rehabilitation exercise software</i>
NW.....	Nintendo Wii®
WBB.....	<i>Wii Balance Board®</i>
NWF.....	<i>Nintendo Wii Fit®</i>
GE.....	Grupo Experimental
GC.....	Grupo Controle
MoCA.....	<i>Montreal Cognitive Assessment</i>
1S.....	Primeira Sessão
2S.....	Segunda Sessão
3S.....	Terceira Sessão
TT.....	<i>Table Tilt</i>
PS.....	<i>Penguin Slide</i>
BS.....	<i>Basic Step</i>
TTW.....	<i>Torso Twist</i>
TC.....	<i>Tilt City</i>
AT.....	Antes do treinamento
DT.....	Depois do treinamento
RWS.....	<i>Rhythmic Weight Shift</i>
LOS.....	<i>Limits of Stability</i>
F.....	Feminino
M.....	Masculino
E.....	Esquerda
D.....	Direita

## RESUMO

**Miranda CS. Aprendizagem motora após treinamento de equilíbrio com realidade virtual em pacientes com sequelas crônicas de acidente vascular cerebral: generalização dos ganhos obtidos em realidade virtual para ambiente real [Dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2016.**

**Introdução:** O Acidente Vascular Cerebral (AVC) pode causar alterações sensório-motoras, levando à assimetria na descarga de peso e conseqüente prejuízo do equilíbrio, quedas e limitações funcionais. A Realidade Virtual (RV) tem sido proposta como uma nova ferramenta para a reabilitação em pacientes com AVC com potenciais terapêuticos para treinamento da simetria e do equilíbrio. No entanto, há poucas evidências de que pacientes com AVC podem generalizar os ganhos obtidos com a terapia em RV para atividades similares em ambiente real. **Objetivo:** Verificar a generalização dos ganhos obtidos após treinamento de equilíbrio com RV para tarefas de equilíbrio em ambiente real, em pacientes com sequelas crônicas de AVC. **Métodos:** Este estudo incluiu 29 pacientes com sequelas crônicas de AVC, randomizados em dois grupos, experimental (GE, n=16) e controle (GC, n=13). O GE realizou três sessões, no intervalo de uma semana, de treino de equilíbrio em RV com 5 jogos do Nintendo Wii Fit® (NWF). Os jogos foram selecionados por exigirem movimentos simétricos de membros inferiores e deslocamentos multidirecionais do centro de gravidade em diferentes velocidades. O GC recebeu apenas orientações gerais. A generalização dos dois grupos foi avaliada por meio de testes de equilíbrio na plataforma de força Balance Master® nos testes *Limits of Stability* (LOS) - excursão máxima e ponto final de excursão para os lados acometido (AC) e não acometido (NA) e no *Rhythmic Weight Shift* (RWS)- controle direcional látero-lateral e anteroposterior na velocidade rápida. Os testes foram realizados antes do treinamento (AT) e depois do treinamento (DT) com RV. Para análise estatística do desempenho nos jogos, a pontuação em cada um deles antes e depois do treino foi analisada por meio de ANOVA para medidas repetidas, adotando-se como fator sessão. Para o desempenho nos testes foram analisadas por meio de ANOVA para medidas repetidas as pontuações obtidas em cada um dos testes, adotando-se como fatores avaliações (AT e DT), grupo (GC e GE) e lado (AC e NA), sendo este último utilizado apenas para o teste LOS. O nível de significância adotado foi de 5%. **Resultados:** A análise do desempenho dos jogos evidenciou melhora significativa do desempenho em todos os jogos após o treinamento. Na análise do desempenho nos testes de equilíbrio não foram encontrados efeitos significativos de grupo ou avaliação, evidenciando a ausência de generalização. Foi encontrado apenas efeito de lado, confirmada pelo pós-teste de Tukey, confirmando a assimetria no controle postural decorrente do AVC. **Conclusão:** Pacientes com sequelas crônicas de AVC não apresentaram generalização dos ganhos obtidos no treino em RV para tarefas similares de equilíbrio em ambiente real.

Descritores: aprendizagem; acidente vascular cerebral; equilíbrio postural; terapia de exposição à realidade virtual; paresia; reabilitação.

## ABSTRACT

**Miranda CS. *Motor learning after balance training with virtual reality in patients with chronic sequels of stroke: generalization of obtained gains in virtual reality to real environment* [Dissertation]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2016.**

**Introduction:** Stroke can cause sensory-motor impairment, leading to the asymmetry in weight bearing and consequent balance problems, falls and functional limitations. Virtual Reality (VR) has been proposed as a new tool for rehabilitation in stroke patients and has therapeutic potential for symmetrical body-weight distribution and balance training. However, there is lack of evidence that stroke patients can generalize the gains from VR therapy for similar activities in real environment. **Objective:** To investigate the generalization of obtained gains after balance training with VR in patients with chronic sequels of stroke to similar balance tasks performed in real environment. **Methods:** This study included 29 patients with chronic sequels of stroke, randomized into two groups, experimental (EG, n=16) and control (CG, n=13). EG performed three sessions in one week of balance training in VR using five Nintendo Wii Fit™ games (NWF). The games were selected based on their potential to stimulate symmetrical movements of the lower limbs, and multidirectional shifts of the center of gravity in different speeds. The CG received only general orientation. Generalization for both groups was evaluated through balance tests on the force platform Balance Master™ (Limits of Stability (LOS) - Maximum excursion and end point of the affected (AF) and nonaffected (NA) sides and Rhythmic Weight Shift (RWS) - lateral-lateral and anteroposterior directional control in fast speed). The tests were performed before training (BT) and after training (AT) with VR. For statistical analysis of the game's score in each one of the games, before and after training, we used ANOVA for repeated measures, with session as factor. To analyze performance in the tests it was used ANOVA for repeated measures of the scores obtained in each test, using as factors assessments (BT and AT), group (CG and EG) for all tests and side (AF and NA) in LOS test. The significance level was 5%. **Results:** The game performance analysis showed statistically significant improvement of performance in all games after training. In the analysis of performance in balance tests it was found only effect of side, confirmed by Tukey post-test. **Conclusion:** Patients with chronic sequels of stroke showed no generalization of the gains obtained in training in RV for similar balance tasks in real environment.

Descriptors: learning; stroke; postural balance; virtual reality exposure therapy; paresis; rehabilitation.

## 1. INTRODUÇÃO

### 1.1. ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

O Acidente Vascular Cerebral (AVC)<sup>1</sup> é um importante problema de saúde pública e social no Brasil e no mundo, com grande impacto pessoal, familiar e econômico, sendo uma das maiores causas de morte e incapacidade. No Brasil, embora tenha sido observado um declínio na mortalidade nos últimos anos, o AVC ainda é a segunda maior causa de morte (Saposnik et al., 2003; Feigin et al., 2009; Lotufo e Benseñor, 2009; Brasil, 2013; Raffin, 2013; Passos et al., 2016). Adicionalmente, o AVC é a principal causa de incapacidade (Brasil, 2013), sendo que cerca de 25 a 35% dos pacientes permanecem com incapacidade substancial, o que mostra a importância da reabilitação após o AVC (Bensenor et al., 2015).

O AVC pode ser classificado de acordo com a etiologia, sendo que cerca de 80% são de origem isquêmica e ocorrem de forma secundária à obstrução de um vaso sanguíneo. A outra etiologia possível é a hemorrágica causada pela ruptura de um vaso e subsequente sangramento em diferentes espaços do sistema nervoso. O sistema nervoso central tem intensa demanda de energia, necessitando de alto fluxo de glicose e oxigênio de forma contínua, uma vez que não há nenhum meio de armazenar energia. No caso de brusca interrupção do fluxo sanguíneo que comprometa o fornecimento de substratos metabólicos ao tecido cerebral há, em segundos, alteração do funcionamento

---

<sup>1</sup>Acidente Vascular Cerebral é definido como sinais ou sintomas neurológicos, focais e agudos com duração igual ou superior a 24 horas, de causa vascular (Carr e Shepherd, 2008). O termo Acidente Vascular Encefálico vem sendo mais utilizado atualmente e engloba tanto lesões em estruturas supra-tentoriais quanto infra-tentoriais. Entretanto, usaremos o termo Acidente Vascular Cerebral no presente estudo, uma vez que esse termo é popularmente empregado no Brasil, sendo utilizado nas diretrizes do Ministério da Saúde em Reabilitação, (2013), é um descritor em ciências da saúde (DeCs) e, de forma mais específica, se refere à doença objeto de nosso estudo, uma vez que trataremos exclusivamente de pacientes com lesões supra-tentoriais.

dos neurônios. Quando a diminuição do fluxo sanguíneo aos neurônios acontece por curto período de tempo, estes mantêm sua estrutura intacta, porém com diminuição da função. (Sacco, 2002; Baehr e Frotscher, 2008; Ministério da Saúde, 2013). Na persistência da diminuição da perfusão por mais de 3 a 4,5 horas os danos neurais são irreversíveis (Emberson et al., 2014).

Nos AVCs causados por isquemia, ocorre a diminuição do fluxo sanguíneo em determinada artéria e conseqüente morte celular de regiões em seu território de irrigação. Já nos AVCs hemorrágicos as sequelas estão principalmente relacionadas ao aumento da pressão intra-craniana. Em geral, o tecido cerebral não é destruído, porém pode ocorrer vasoespasmos e isquemias secundárias ao efeito tóxico do sangue nos vasos, desencadeando os mesmo mecanismos de lesão do AVC isquêmico (Baehr e Frotscher, 2008).

Os sinais e sintomas neurológicos decorrentes de um AVC são extremamente variáveis e frequentemente refletem a localização e extensão da lesão cerebral. Os sintomas neurológicos específicos são variados e incluem alterações motoras, sensitivas e espasticidade<sup>2</sup> do lado oposto à lesão cerebral, deficiência de campo visual, afasia<sup>3</sup>, alterações emocionais e das funções cognitivas superiores<sup>4</sup> (Sacco, 2002; Carr e Shepherd, 2008; Langhorne, 2011).

O sinal motor mais frequentemente associado ao AVC é a fraqueza do lado oposto à lesão, podendo afetar o membro superior, inferior e/ou face, designada como hemiparesia nos casos de diminuição parcial de força e como hemiplegia na ausência total de movimento. Da mesma forma, as alterações de sensibilidade podem ser parciais ou completas, designadas como hipoestesia e anestesia, respectivamente (Campbell, 2007; Carr e Shepherd, 2008; Umphred, 2009).

---

<sup>2</sup> Espasticidade é uma desordem motora caracterizada pela hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento, manifestada por sinais clínicos como aumento do tônus, dos reflexos e clônus (Campbell, 2007).

<sup>3</sup> Afasia é um transtorno da capacidade de produzir, compreender ou repetir diferentes formas de linguagem (Campbell, 2007).

<sup>4</sup> Disfunções cognitivas superiores englobam comprometimento da atenção, da execução de movimentos, do reconhecimento de estímulos sensoriais e desorientação espacial, entre outros (Campbell, 2007).

Atualmente, o único tratamento médico possível para minimizar a instalação e severidade das sequelas após um AVC é direcionado para a melhora rápida da circulação sanguínea cerebral, por meio da trombólise<sup>5</sup>, que só pode ser realizada nos casos de etiologia isquêmica. Após a diminuição do fluxo sanguíneo cerebral há regiões de morte de neurônios e em torno dessa área existe uma região na qual os neurônios estão estruturalmente viáveis, porém não funcionantes, caracterizada como zona de penumbra. A trombólise deve ser realizada entre três a quatro horas e meia do início dos sintomas, sendo que após esse tempo ocorre morte dos neurônios da zona de penumbra. Após a trombólise, ou quando essa não é possível, a intervenção médica objetiva a estabilização clínica do paciente e a investigação do mecanismo do AVC, para prevenção de sua recorrência. Nos casos de AVC hemorrágico, o objetivo do tratamento médico é a estabilidade clínica e o controle da pressão intra-craniana. Em situações graves, com declínio da função neurológica e risco de complicações pode ser realizado tratamento cirúrgico como craniectomia descompressiva<sup>6</sup> ou derivação ventricular<sup>7</sup> (Sacco, 2002). A recuperação das disfunções instaladas após o AVC ocorre por meio da reabilitação, em suas diferentes áreas (Carr e Shepherd, 2008; Umphred, 2009; Baehr e Frotscher, 2008; Ministério da Saúde, 2013).

## 1.2. CONTROLE POSTURAL NO PACIENTE APÓS AVC

O controle postural é uma habilidade motora complexa e pode ser dividido em orientação postural e equilíbrio. A orientação postural é a capacidade de manter uma posição entre os segmentos corporais, o corpo e o

---

<sup>5</sup> Trombólise é um tratamento medicamentoso com uso do ativador de plasminogênio tecidual que realiza a quebra do trombo e a reperfusão de regiões com diminuição de fluxo sanguíneo (Baehr e Frotscher, 2008).

<sup>6</sup> Craniectomia descompressiva é um método cirúrgico com retirada de retalho ósseo para diminuição rápida da pressão intra-craniana (Sacco, 2002).

<sup>7</sup> Derivação ventricular é um procedimento destinado a drenar o líquido céfalo-raquidiano em situações de hipertensão intra-craniana (Sacco, 2002).

ambiente. O equilíbrio, ou estabilidade postural é a manutenção do centro de massa<sup>8</sup> projetado nos limites de estabilidade (Schumway-Cook e Woolacott, 2003; Horak, 2006). Os limites de estabilidade são os limites nos quais o corpo pode manter sua posição sem alterar a base de apoio<sup>9</sup> e não são fixos, podendo mudar de acordo com a tarefa, as características do indivíduo e o ambiente. Para adequada manutenção do equilíbrio, a projeção do centro de massa nos limites de estabilidade deve ocorrer durante movimentos auto-iniciados, também denominados ajustes antecipatórios e durante perturbações externas imprevisíveis, os ajustes compensatórios (Schumway-Cook e Woolacott, 2003; Horak, 2006; Carr e Shepherd, 2008; Umphred, 2009).

O equilíbrio é o resultado final da interação de diferentes subcomponentes, como os sistemas sensoriais e de movimento; o processamento cognitivo, a orientação espacial e a integridade do sistema musculoesquelético (Schumway-Cook e Woolacott, 2003; Horak, 2006; Horak et al., 2009). É, portanto, um controle complexo que envolve a recepção, integração dos estímulos sensoriais para o planejamento e execução das respostas motoras necessárias para o controle do centro de gravidade<sup>10</sup> sobre a base de apoio.

Por muito tempo acreditou-se que o equilíbrio acontecia exclusivamente em níveis inferiores do sistema nervoso, em estruturas como o tronco encefálico e a medula espinhal. Entretanto, atualmente há evidências de que o córtex cerebral participa diretamente do controle dos ajustes posturais, por meio do trato córtico-espinhal e indiretamente por conexões com o tronco encefálico (Jacobs e Horak, 2007).

As alterações de equilíbrio são frequentes em pacientes com AVC e levam à alterações de marcha, maior risco de queda e maior dependência nas atividades de vida diária, diminuindo a participação destes pacientes na

---

<sup>8</sup> O centro de massa é definido como o ponto que está no centro da massa corpórea total (Umphred, 2009).

<sup>9</sup> Base de apoio é definida como a área do objeto que está em contato com a superfície de apoio (Umphred, 2009).

<sup>10</sup> O centro de gravidade é um ponto imaginário no espaço no qual o total de forças e momentos medidos é igual a zero. Em uma pessoa em ortostatismo ele normalmente está localizado à frente da coluna no nível da 2ª vértebra sacral (Umphred, 2009).

sociedade. Pacientes com sequelas crônicas de AVC caem duas vezes mais que sujeitos saudáveis com a mesma idade, e a capacidade de manter o equilíbrio é um importante preditor de função e de recuperação (Geurts et al., 2005; Wee e Hopman, 2005; Tyson et al., 2006; Tyson et al., 2007; Schinkel-ly et al., 2016).

São inúmeros os mecanismos que levam às alterações de equilíbrio após o AVC. Conforme a área afetada o indivíduo pode apresentar alterações na função motora, incluindo-se a fraqueza, a fadiga, as alterações do tônus muscular, e da coordenação; alterações na percepção, na interpretação e na integração das informações sensoriais; comprometimentos cognitivos, e de função executiva<sup>11</sup> como a manutenção da atenção, dentre outras (Belgen et al., 2006; Carr e Shepherd, 2008; Umphred, 2009).

Em relação à manutenção da postura estática, indivíduos com AVC apresentam assimetria na descarga de peso, com maior descarga no membro não acometido e aumento da oscilação postural espontânea, principalmente no plano frontal (Geurts et al., 2005; Garland et al., 2009, Taseel-Ponche et al., 2015). A assimetria na descarga de peso está associada principalmente às alterações motoras e sensoriais de diferentes magnitudes e pode ser intensificada pelo desuso aprendido<sup>12</sup> do membro acometido, sendo que inicialmente o paciente não transfere o peso para o lado afetado por fraqueza ou medo e mantém esse padrão de assimetria mesmo após melhora das funções motoras e sensitivas (Arui et al., 2000; Rodriguez e Arui, 2002; Arya et al., 2014).

A habilidade de alternar a descarga de peso entre os membros inferiores é essencial para as respostas de equilíbrio e para a marcha, sendo que as alterações nessas tarefas estão diretamente associadas às limitações na realização de atividades de vida diária e no desempenho funcional nos pacientes com sequelas de AVC (Geurts et al., 2005).

---

<sup>11</sup> Funções executivas é o conjunto de habilidades, que de forma integrada, possibilitam ao indivíduo direcionar comportamentos a objetivos, realizando ações voluntárias (Campbell, 2007).

<sup>12</sup> Desuso aprendido é baseado na idéia de que o lado afetado tem uma habilidade potencial não explorada pelo uso excessivo do lado não afetado (Krakauer, 2006).

Em um estudo retrospectivo, Hendrickson et al. (2015) realizaram análise da relação entre assimetria na descarga de peso em ortostatismo e durante a marcha em 94 pacientes com sequelas de AVC. Os autores encontraram importante relação direta entre a assimetria na descarga de peso em bipedestação e a assimetria em características temporais e espaciais da marcha, independente do grau de acometimento motor no membro inferior afetado.

Os efeitos da assimetria na descarga de peso foram relacionados ainda ao tempo para subir e descer escadas em sujeitos com AVC. A análise de 60 sujeitos com hemiparesia mostrou que o melhor desempenho para subir e descer escadas estava relacionado à porcentagem do tempo em que o membro inferior afetado permanecia na fase de apoio durante a marcha (Bonnyaud et al., 2013a).

A alteração nas respostas de equilíbrio em pacientes com AVC ocorre para os ajustes antecipatórios e compensatórios. As alterações nesses ajustes se devem principalmente à falha na coordenação da ativação muscular sincrônica e efetiva de músculos anti-gravitários do membro inferior acometido e tronco (Geurts et al., 2005; Garland et al., 2009).

A alteração nos ajustes antecipatórios é comumente avaliada na tarefa de elevação do membro superior, na qual seria esperada ativação prévia ao movimento de membro superior de músculos posturais estabilizadores. Em indivíduos com sequelas de AVC se nota a mesma sequência de ativação muscular em tronco e membro inferior, porém com redução de sua intensidade e velocidade quando comparados à sujeitos saudáveis. Em 2002 Slijper et al. avaliaram 10 pacientes com sequelas de AVC e os comparou a indivíduos saudáveis na ativação muscular relacionada aos ajustes antecipatórios durante o movimento de levantar o braço e na recepção de um peso, ambos em ortostatismo. Os autores observaram semelhança na sequência de ativação muscular no hemicorpo afetado entre os grupos porém com diminuição da intensidade e maior latência no início da contração no lado acometido.

Alguns estudos encontraram que a alteração na velocidade das respostas musculares pode fazer com que o indivíduo com sequelas de AVC faça movimentos de forma mais lenta e com menor amplitude, como uma

estratégia para evitar a descarga de peso abrupta para o lado acometido e consequente desequilíbrio (Slijper et al. 2002; Garland et al., 2009; Taseel-Ponche et al., 2015).

Em relação aos ajustes compensatórios em pacientes com AVC, alguns estudos demonstram que há alteração na sequência de ativação muscular em algumas respostas, com ativação inicial de músculos proximais seguida pela de músculos distais, ordem contrária àquela apresentada por sujeitos saudáveis. Além disso, a assimetria na descarga de peso leva a dificuldade de manter o equilíbrio quando a mudança na base de apoio é necessária por deslocamentos maiores do centro de gravidade, devido a dificuldade em transferir o peso corporal para o membro inferior acometido, para que o passo seja dado com o membro inferior não acometido. Por outro lado, mesmo sustentando menos peso, a presença de paresia e hipertonia no membro acometido dificultam que o mesmo inicie um passo em amplitude e velocidade eficientes para evitar a queda. Assim, a habilidade de dar passos para encontrar uma nova base de sustentação a fim de evitar a queda está prejudicada em pacientes com AVC com os dois membros inferiores (Marigold, 2006; Mansfield, 2012; Tasseel-Ponche, 2015).

Dessa forma, pelas repercussões funcionais das alterações de equilíbrio associadas à assimetria na descarga de peso em pacientes após AVC a busca por um controle mais simétrico da postura é um dos um dos principais objetivos da reabilitação motora.

### 1.3. REABILITAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL EM AVC

A reabilitação motora realizada pela fisioterapia envolve o processo de reaprender os movimentos após a lesão cerebral. Ao longo desse processo, há a recuperação espontânea e a associada à reabilitação. A recuperação

espontânea pode ser atribuída à mecanismos de plasticidade cerebral<sup>13</sup> e ocorre principalmente nos seis primeiros meses após a lesão, sendo otimizada pela reabilitação. A reabilitação envolve treinamento por meio de exercícios, associados à prática de tarefas e demandas funcionais em um contexto e ambientes controlados pelo terapeuta. As melhoras obtidas pela recuperação espontânea envolvem múltiplas tarefas enquanto as adquiridas no processo de reabilitação são mais específicas às tarefas treinadas (Krakauer, 2006; Hosp e Luft, 2011; Lefebvre et al., 2013). Durante o processo de reabilitação as melhoras ocorridas na funcionalidade do paciente se devem à mecanismos de recuperação e compensação.

Para os mecanismos de recuperação, áreas cerebrais não lesionadas são recrutadas, gerando comandos para utilização dos mesmos músculos que executavam determinada função previamente à lesão. Mecanismos de compensação estão associados ao uso de novo padrão de movimento com uso músculos alternativos para alcançar os ganhos funcionais. Em tarefas de equilíbrio e marcha, os mecanismos compensatórios estão relacionados ao aumento do movimento do braço e perna não acometidos para aumentar a velocidade da marcha, e ao aumento do movimento proximal de pelve e tronco nas estratégias de equilíbrio. Em pacientes com sequelas de AVC que apresentem importante comprometimento motor e/ou mau prognóstico de recuperação, as estratégias compensatórias podem ser encorajadas para que se atinja a maior capacidade funcional. Entretanto, o uso das mesmas pode estar associado à limitação dos ganhos reais dos pacientes por meio do desuso aprendido e a complicações a longo prazo, como diminuição da amplitude de movimento e dor (Krakauer, 2006; Levin et al., 2009).

A simetria na descarga de peso em pacientes após AVC pode ser realizada por meio de diversas técnicas, incluindo fortalecimento muscular e facilitações por meio de estímulos táteis, verbais e visuais.

Em diferentes estudos de um grupo de pesquisa (Aruin et al., 2000; Rodriguez e Aruin, 2002; Aruin et al., 2012; Mohapatra et al., 2012) foi

---

<sup>13</sup> Plasticidade cerebral é a propriedade do sistema nervoso de reorganizar sua própria estrutura e funcionamento, como forma de adaptação às alterações promovidas pelo ambiente externo (Kandel, 2003; Hosp e Luft, 2011).

verificado o efeito do uso de calço no membro inferior não acometido de pacientes com AVC com o objetivo de promover maior descarga de peso para o lado acometido de forma isolada ou associada à fisioterapia. Os estudos foram realizados em pacientes com sequelas agudas e crônicas e os resultados apontam que o uso do calço promove melhora da simetria por análises em plataforma de força e em parâmetros da marcha como velocidade e comprimento do passo, com retenção dos resultados por três meses após o término da intervenção em pacientes com sequelas crônicas (Aruin et al., 2012).

Tsaklis et al. (2012) avaliaram em um estudo piloto os efeitos de quatro semanas de treino de descarga de peso baseado em exercícios de equilíbrio estático e dinâmico associadas ao *feedback*<sup>14</sup> visual e marcha com apoio em parede com *feedback* sensitivo, pela instrução aos pacientes de tocar o ombro do lado afetado na parede durante a fase de apoio do lado afetado, promovendo maior descarga de peso neste. Os desfechos desse estudo foram o equilíbrio dinâmico, avaliado pela escala de equilíbrio de Berg, e o equilíbrio estático e dinâmico avaliado pela análise da distribuição do peso, área e velocidade de oscilação do centro de pressão na plataforma de força durante o ortostatismo estático e em teste de alcance anterior. Os autores encontraram que o treinamento melhorou o desempenho na escala de equilíbrio de Berg e nas medidas do centro de pressão durante o equilíbrio estático e dinâmico da plataforma de força sem melhora, entretanto, da distribuição da descarga de peso.

Em um estudo controlado recente (Goliwas et al., 2015) foram avaliados os efeitos de um programa de fisioterapia convencional associado à estimulação sensório-motora na simetria da descarga de peso em 20 pacientes com sequelas crônicas com sequelas de AVC. Foram realizadas 30 sessões ao longo de seis semanas em ambos os grupos sendo que o grupo controle realizou fisioterapia convencional composta por cinesioterapia associada a facilitação neuromuscular proprioceptiva, marcha em esteira, cicloergômetro e

---

<sup>14</sup> *Feedback* é a informação recebida sobre o resultado do movimento. Pode ser dividido em *feedback* intrínseco (obtido por meio das informações proprioceptivas) e extrínseco (obtido por fonte externa) (Cano-De-La-Cuerda et al., 2015)

o grupo experimental realizou a fisioterapia convencional com os mesmos exercícios do grupo controle associada à estimulação sensório-motora composta por exercícios para melhora da elasticidade dos tecidos moles do pé, estimulação sensorial com diferentes texturas e temperaturas e treino da simetria da descarga de peso no treino do sentar e levantar e na manutenção do ortostatismo. O desfecho do estudo foi a distribuição do peso nos membros inferiores avaliada por plataforma de força durante o ortostatismo estático com olhos abertos e fechados. Ao final do tratamento, apenas o grupo experimental, que realizou as duas intervenções associadas, apresentou aumento da simetria na distribuição de peso em membros inferiores.

Em decorrência da assimetria no quadro sensório-motor em pacientes com sequelas de AVC é comum a utilização de meio auxiliar contralateral ao membro acometido, como por exemplo a bengala. Há evidências de que o uso de bengala promove melhora do equilíbrio, da velocidade da marcha e da independência em pacientes com AVC (Kuain et al., 1999; Hamzat e Kobiri, 2008). Entretanto, o uso de bengala por esses pacientes pode levar à inibição da contração muscular do lado acometido, com redução na descarga de peso no membro inferior afetado e conseqüentemente das respostas automáticas de equilíbrio (Chen et al., 2001). Para investigar essa relação, um estudo controlado de 2015 realizado por Jung et al. avaliou o efeito do treino de marcha associado a um sensor de pressão com sinal sonoro na bengala em 22 pacientes. Quando o sinal sonoro era emitido o paciente recebia um comando verbal de “tente não fazer o sinal sonoro tocar” do terapeuta, o que levaria à diminuição da descarga do peso no meio auxiliar e conseqüente maior descarga de peso no membro inferior afetado. Os autores encontraram, após o treinamento de quatro semanas, aumento da ativação de músculos anti-gravitários, aumento no tempo da fase de apoio no membro acometido e da velocidade da marcha no grupo que realizou o treinamento com o *feedback* auditivo em comparação com pacientes que realizaram a mesma frequência de treino sem *feedback* externo.

A melhora na simetria da descarga de peso também foi o objeto de estudo em um caso-controle de Vearrier et al. em 2015. Os autores propuseram uma intervenção intensiva com seis horas de treinamento diárias

em dez sessões com exercícios de fortalecimento muscular, ganho de mobilidade e equilíbrio associados a estímulos verbais, táteis e auditivos, enfatizando o uso do membro inferior acometido e obtiveram melhora significativa na função do membro inferior afetado inclusive na simetria da descarga de peso.

Analisando em conjunto os estudos descritos acima e considerando informações gerais da literatura sobre a reabilitação em pacientes com sequelas crônicas de AVC há evidências de otimização do processo terapêutico quando há prática associada à tarefa; repetição dos movimentos desejados próximos ao normal; manutenção de foco externo de atenção; oferecimento de *feedbacks* durante o treinamento; motivação sustentada e substituição de mecanismos implícitos<sup>15</sup>, quando comprometidos, por explícitos<sup>16</sup> (Boyd e Winstein, 2001; Krakauer, 2006; Daly e Ruff, 2007; Emanuel et al., 2008; Muratori et al., 2013; Wulf et al., 2014; Cano-De-La-Cuerda et al., 2015).

Nesse contexto, a Realidade Virtual<sup>17</sup> (RV) tem sido proposta nos últimos anos como uma ferramenta de reabilitação em pacientes com AVC, por proporcionar fatores facilitadores no processo de reabilitação.

#### 1.4. REALIDADE VIRTUAL

A RV é vivenciada por meio da estimulação dos sentidos, sendo que a evolução dos sistemas, de *joysticks* para rastreadores eletromagnéticos que

---

<sup>15</sup> Mecanismos implícitos ocorrem por meio da aprendizagem implícita ou processual que é um processo passivo, no qual há aquisição da habilidade por meio da experiência e não é possível acessar de forma consciente os componentes da tarefa.

<sup>16</sup> Mecanismos explícitos ocorrem por meio da aprendizagem declarativa que está associada com a habilidade de descrever verbalmente e de forma consciente todas as etapas que compõem determinado movimento (Boyd e Winstein, 2001; Orrel et al., 2006)

<sup>17</sup> Realidade Virtual é a simulação de um ambiente ou situação real gerados por um computador, e vivenciado pelo praticante por meio de uma interface homem-máquina (Holden, 2005).

detectam os movimentos do corpo fizeram com que a RV se tornasse uma interessante ferramenta para a reabilitação motora (Holden, 2005; Bianchi-Berthouze et al., 2007).

Geralmente, atribui-se ao treino em RV a possibilidade de prática com grande número de repetições; com variabilidade e imprevisibilidade de contextos e estímulos; motivação e atenção sustentadas relacionadas ao ambiente desafiador e divertido; foco externo de atenção (nos efeitos do movimento) em detrimento ao foco interno (nos movimentos realizados); *feedback* sobre o desempenho em tempo real e sobre os resultados a cada bloco de prática (Holden, 2005; Darekar et al., 2015). Além disso, a reabilitação com RV pode ser considerada interessante do ponto de vista de custos ao sistema de saúde, sendo uma terapia possível para pacientes com sequelas crônicas que estão em uma fase de estabilidade dos ganhos funcionais (Fritz et al., 2013).

Alguns sistemas de RV costumeiramente utilizados na reabilitação de marcha e equilíbrio em pacientes com sequelas de AVC são o sistema IREX (*Interactive rehabilitation exercise software*) (You et al., 2005; Kim et al., 2009; McEwen et al., 2014), treino de esteira associada à RV (Yang et al., 2011; Cho, 2014; Kim et al., 2015), Rutgers (Mirelman, 2010), Xbox Kinect® (Lloréns et al., 2012; Song e Park, 2015), Nintendo Wii® (Cho et al., 2012; Barcala et al., 2013; Bower et al., 2014; Hung et al., 2014; Morone et al., 2014; Lee et al., 2015; Yatar et al., 2015).

Em diferentes sistemas há diferentes formas de interação com a RV. Alguns sistemas são considerados de alta imersão, pois promovem uma aproximação entre o usuário e o ambiente virtual, dando uma percepção mais próxima de realidade ou presença, como por exemplo os dispositivos de vídeo usados na cabeça (como um capacete) com fone de ouvido ou ferramentas de robótica. Os sistemas de baixa imersão proporcionam um menor sentido de presença e maior a sensação de espectador do indivíduo exposto à RV (Holden, 2005; Levac e Galvin, 2013).

Os sistemas utilizados em reabilitação podem ser divididos em dois principais grupos: os sistemas especificamente desenvolvidos para a reabilitação como o IREX ou sistemas desenvolvidos especificamente para fins

recreativos como o Nintendo Wii® e o Kinect®, que tem sido incorporados à reabilitação na prática clínica e em pesquisa (Lange, 2012).

Os sistemas para fins recreativos foram desenvolvidos para pessoas saudáveis, e como em sua concepção o objetivo principal é atingir a maior faixa etária possível, apresentam alta jogabilidade<sup>18</sup>. Muito embora nesses sistemas não seja possível manipular as variáveis dos jogos para se atingir determinada meta terapêutica ou garantir a execução correta de movimentos dos pacientes com alterações motoras, os sistemas para fins recreativos são os mais acessíveis do ponto de vista clínico, em relação a facilidade de acesso, de uso e o custo (Saposnik et al., 2010).

Entre os dispositivos para fins recreativos, um dos mais utilizados em pacientes com sequelas de AVC é o videogame *Nintendo Wii*® (NW) (Joo et al., 2010; Saposnik et al., 2010; Mouawad et al., 2011; Celinder e Peoples, 2012; Neil et al., 2013; Wingham et al., 2015). O NW é considerado um sistema que promove a interação baseada no gesto, uma vez que o sistema detecta o movimento e aceleração do jogador em três dimensões controlando um avatar<sup>19</sup> que o representa no ambiente virtual em tempo real, permitindo que o jogador veja a projeção dos seus próprios movimentos, o que favorece a melhora do desempenho por imitação (Joo et al., 2010; Deutsch et al., 2011; Gatica-Rojas e Méndez-Rebolledo, 2014).

Em uma análise sistemática de 2015 (Laver et al.) apenas oito estudos dos efeitos da RV na função do membro inferior, equilíbrio e marcha em pacientes com AVC atingiram os critérios de elegibilidade para análise. Destes

---

<sup>18</sup> Jogabilidade é um termo advindo da área de ciência computacional responsável pelo desenvolvimento dos *videogames* que sintetiza a singularidade narrativa dos jogos eletrônicos. Diz respeito, por exemplo, à facilidade de jogar. O jogo deve ser fácil o bastante para ser acessível, mas deve também oferecer dificuldades e desafios. Outro aspecto da jogabilidade é o que em inglês se chama *responsiveness*, i.e. a rapidez e a clareza da reação do jogo às ações do jogador. Jogabilidade também implica ritmo, andamento; há certos jogos que são de uma atividade frenética (fuzilar zumbis, por exemplo) e outros que requerem do jogador que tenha paciência, capacidade de espera ou disposição para ficar procurando algo até achar. Jogabilidade implica também coerência. O jogador precisa entender claramente as regras do jogo para escolher as melhores estratégias para vencer. O jogo é considerado incoerente quando frustra de maneira desordenada as expectativas do jogador.

<sup>19</sup> Avatar é a imagem gráfica que representa o jogador em ambiente virtual.

estudos, quatro estudaram os efeitos da RV apenas em medidas clínicas de marcha (Jaffe et al., 2004; Mirelman et al., 2008; Yang et al., 2008; Jung et al., 2012) e encontraram melhora em fatores como velocidade e distância da marcha após a intervenção. Os demais estudos citados (Kim et al., 2009; Yang et al., 2011; Barcala et al., 2013; Rajaratnam et al., 2013) avaliaram, além de medidas clínicas de marcha e equilíbrio, desfechos mais específicos de análise do centro de gravidade. Os achados dessas análises indicam melhora do controle do equilíbrio dinâmico porém não estático, ou seja, melhora específica ao treinamento realizado (Kim et al., 2009).

De forma geral, o potencial terapêutico de uma proposta de treinamento depende da possibilidade de generalização das tarefas treinadas para novas atividades ou contextos não treinados.

### 1.5. GENERALIZAÇÃO NO PROCESSO DE REABILITAÇÃO

Um aspecto fundamental ao longo do processo de reabilitação é a possibilidade dos ganhos obtidos em uma tarefa ou treinamento serem generalizados ou transferidos para outros movimentos, tarefas e/ou contextos. A generalização é o ganho da habilidade em uma tarefa motora como resultado da prática em outra tarefa. A generalização é a base da construção do repertório motor, no qual uma nova habilidade é construída por meio da interação entre a associação de habilidades já aprendidas e aquisição de novos componentes. Assim, a capacidade de generalizar os ganhos é produto final do processo de aprendizagem motora<sup>20</sup> e é crucial no processo de reabilitação, já que, uma vez ocorrida, promove uma economia de tempo e

---

<sup>20</sup> A aprendizagem motora é definida como o processo de aquisição e/ou modificação de novas estratégias que gerem movimentos habilidosos, por meio da prática, treinamento ou experiência, levando à movimentos realizados com maior precisão e velocidade mantidos após a prática (Schumway-Cook e Woollacott, 2003; Daly e Ruff, 2007; Lefebvre, 2013).

energia na evolução dos ganhos motores durante a reabilitação (Carey e Matyas, 2005; Emanuel et al., 2008; Liu et al., 2009; Senesac et al., 2011; Wang et al., 2011; Schaefer e Lang, 2012; Censor, 2013; McEwen et al., 2015).

De forma geral, é proposto que para obtenção da generalização é ideal que haja variabilidade da tarefa treinada, com aleatorização da sequência de prática, e prática em diferentes contextos e cenários (Krakauer, 2006; Hubbard et al., 2009; Censor, 2013).

Entretanto há evidências da importância da especificidade do treino na reabilitação, ou seja, quanto mais similares os movimentos realizados entre a tarefa aprendida e a nova tarefa proposta, maior é a capacidade de generalização dos ganhos (Karni et al., 1998; Krakauer, 2006; Senesac et al., 2010), especialmente em tarefas posturais (Horak et al., 2009; Muehlbauer et al., 2012; Pienciak-Siewert et al., 2014; Giboin et al., 2015).

Em um estudo de 2011, Palluel-Germain et al. encontraram evidências de que pacientes com sequelas de AVC tem maior dificuldade em generalizar os ganhos obtidos em um treinamento de precisão de membros superiores para outras direções de movimentos e distâncias quando comparados à indivíduos saudáveis. Entretanto há também evidências de preservação da capacidade de generalização destes pacientes tanto em tarefas de membros superiores como para tarefas de equilíbrio e marcha (Carey e Matyas, 2005; Liu et al., 2009; Dipietro et al., 2009; Senesac et al., 2010; Gray et al., 2012; Schaefer et al., 2013; Savin et al., 2014; McEwen, 2015).

Embora a reabilitação do equilíbrio e da simetria sejam fundamentais no paciente com sequelas de AVC são poucos os estudos que objetivam avaliar de forma específica a generalização entre tarefas de equilíbrio nesses pacientes.

Em 2012, Gray et al. realizaram um estudo com 32 pacientes com sequelas agudas com sequelas de AVC. Os pacientes realizaram sessão única composta por treino de movimentos rápidos de agachamento e inclinação anterior do centro de gravidade para fora da base de apoio, levando à estratégia do passo. Foi avaliada a generalização deste treinamento para a ativação muscular dos músculos reto femoral, bíceps femoral, tibial anterior e sóleo, por meio de eletromiografia e análise de oscilações do centro de

pressão em plataforma de força nas atividades de flexão de ombro e recepção de uma carga de 2,2 kg no membro superior não acometido. Os autores encontraram que os pacientes com AVC mostraram maior ativação muscular e simetria na descarga de peso nas duas tarefas de generalização após o treinamento.

Em 2014 Savin et al. investigaram a generalização dos ganhos obtidos em treino de marcha em esteira para marcha no solo em pacientes com sequelas crônicas de AVC. O treino realizado na esteira buscava a simetria do tamanho dos passos pela contensão do membro não afetado por uma corda na fase de balanço. Os pacientes foram avaliados antes e depois do treinamento em sessão única em diferentes aspectos da marcha, sendo o desfecho principal o comprimento dos passos. Os resultados mostraram uma generalização dos ganhos obtidos na esteira com melhora da simetria na marcha em solo após a intervenção.

Uma vez que a realidade virtual tem sido amplamente utilizada na reabilitação do equilíbrio de pacientes com AVC torna-se crucial a investigação da possibilidade de generalização dos ganhos obtidos no treinamento utilizando essa ferramenta para atividades em ambiente real.

Os estudos com RV em pacientes com AVC utilizando diferentes sistemas como o NWF, o *Xbox Kinect* e o sistema IREX, descrevem melhora superior ou efeitos semelhantes entre grupos que realizaram treinamento do equilíbrio em RV quando comparados aos grupos controle que realizaram treino de equilíbrio de forma convencional. Os desfechos desses estudos são principalmente medidas clínicas de equilíbrio e marcha como a escala de equilíbrio de Berg, o teste de levantar e andar, teste de alcance funcional, índice de Barthel e o teste de marcha de 10 metros (Barcala et al., 2013; Fritz et al., 2013; Rajaratnam et al., 2013; Bower et al., 2014; Cho et al., 2014; Lloréns et al., 2014; McEwen et al., 2014; Morone et al., 2014; Ciou et al., 2015; Lee et al., 2015; Yatar e Yildirim, 2015), ou medidas de equilíbrio estático avaliadas pela análise do centro de pressão na plataforma WBB (Gil-Gomez et al., 2011; Barcala et al., 2013; Rajaratnam et al., 2013; Bower et al., 2014; Kim et al., 2015; Lee et al., 2015; Yatar e Yildirim, 2015) e em plataforma de força

(Hung et al., 2014; Cho et al., 2014; Ciou et al., 2015) em diferentes condições sensoriais (olhos abertos e fechados, em diferentes superfícies).

Entretanto, entendemos que há limitações na análise da generalização por meio desses desfechos. Na avaliação por meio das escalas clínicas mencionadas acima, a pontuação pode evidenciar melhor desempenho após o treinamento por melhora do equilíbrio por mecanismos compensatórios, por meio dos quais o lado não acometido pelo AVC é predominantemente utilizado para cumprir determinada tarefa. Essa medida, portanto não traduziria da melhor forma a generalização dos ganhos do lado acometido com reabilitação em RV para o ambiente real (Krakauer, 2006).

Por outro lado, os dados de plataforma de força são dados mais adequados, uma vez que é possível analisar de forma mais isolada e objetiva o papel de cada membro inferior para o controle do equilíbrio. Porém, em sua maioria, os estudos de RV em pacientes com AVC que utilizam como medida de avaliação aquela oriunda de plataformas de força, realizam apenas a análise do equilíbrio estático (Hung et al., 2014; Cho et al., 2014; Ciou et al., 2015). Entretanto, a terapia com uso da RV é basicamente constituída por demandas de ajustes dinâmicos de equilíbrio, em principal os ajustes antecipatórios (Deutsch et al., 2011; Kubicki et al., 2014).

São escassos na literatura os estudos que avaliam de forma mais direta a generalização dos ganhos dinâmicos em RV para ambiente real em pacientes com AVC.

Em um destes estudos 24 pacientes, com sequelas crônicas de AVC foram divididos em grupo controle e experimental. Os pacientes do grupo experimental realizaram 16 sessões de treino de equilíbrio estático e dinâmico em RV no sistema IREX associado a fisioterapia convencional. As tarefas do treinamento em RV foram selecionadas para estimular diferentes habilidades de equilíbrio dinâmico, descarga de peso e subida e descida de degraus. Os pacientes do grupo controle realizaram apenas fisioterapia convencional, composto por exercícios para a facilitação da simetria no ortostatismo estático e exercícios de equilíbrio dinâmico. As variáveis analisadas neste estudo foram medidas clínicas como a escala de equilíbrio de Berg, teste de marcha de 10 metros, medidas quantitativas do equilíbrio estático e dinâmico por meio da

análise do centro de pressão no ortostatismo estático e na transferência latero-lateral e anteroposterior do peso respectivamente, em equipamento denominado monitor de desempenho do equilíbrio e análise de parâmetros têmporo-espaciais da marcha. Os autores encontraram melhora superior no grupo experimental, quando comparados ao grupo controle, para todas as medidas clínicas e para as medidas quantitativas dinâmicas. Os autores discutem que esse resultado justifica-se uma vez que o treino em RV foi desenvolvido justamente para a melhora do equilíbrio dinâmico, mostrando a especificidade do treino. Uma limitação do estudo é o fato de que o treino em RV era ofertado de forma adicional ao grupo experimental, que realizava o mesmo tempo de exercícios convencionais do que o grupo controle e 30 minutos adicionais de RV por sessão (Kim et al., 2009).

Em estudo controlado realizado por Yang et al. (2011), 14 pacientes com sequelas crônicas de AVC foram aleatorizados em grupo experimental, que realizou treino de marcha em esteira associado à RV, e grupo controle, que realizou treino de marcha em esteira em ambiente real. Ambos grupos realizaram o treino na esteira por 20 minutos, de forma complementar a terapias convencionais, por nove sessões. Durante o treinamento, os pacientes do grupo experimental tiveram que simular, de acordo com os estímulos fornecidos pelo ambiente virtual, subida de degraus e mudanças de direção para direita ou esquerda durante a marcha. Os desfechos analisados foram variações do centro de pressão medido em tapete de pressão durante o ortostatismo estático, na atividade de sentar e levantar e em medidas de marcha. Os autores encontraram que nenhum grupo apresentou melhora no equilíbrio estático e o grupo que treinou em RV apresentou melhora superior ao grupo controle na tarefa de sentar e levantar, na velocidade da marcha e no apoio do membro inferior acometido na marcha.

Em 2014 Omiyale et al. em um estudo cujo objetivo era avaliar o efeito do treino de equilíbrio com NW por nove sessões em pacientes com AVC na excitabilidade do córtex motor encontraram como dado secundário a diminuição do tempo de reação dos pacientes para deslocar o centro de pressão para oito diferentes direções, sem melhora no deslocamento do centro de pressão em tarefa estática após nove sessões de treino.

Uma limitação na interpretação dos dados de generalização dos ganhos obtidos em RV para ambiente real em tarefas de equilíbrio nos pacientes com sequelas de AVC é a duração do tratamento destes estudos, entre nove e 16 sessões (Kim et al., 2009; Yang et al., 2011; Omiyale et al., 2014). Há evidências de que treinamentos longos de equilíbrio em RV nesta população promovam melhora de fatores periféricos como força, amplitude de movimento e/ou modulação do tônus muscular (Oliveira et al., 2015), que podem interferir na avaliação isolada da generalização.

Estudos com indivíduos saudáveis já investigaram a possibilidade de generalização mais específica do treino em RV para ambiente real. Um estudo de um grupo com produção reconhecida na área de aprendizagem motora (Elion et al., 2015) investigou de forma sistematizada e clara a generalização dos ganhos obtidos em RV para habilidades posturais semelhantes em ambiente real, em indivíduos saudáveis. O treino foi realizado em uma plataforma móvel que captava mudanças multidirecionais do centro de pressão e que se movia de acordo com o estímulo visual projetado de uma estrada sinuosa. A medida de generalização foi realizada por meio da análise da oscilação do centro de pressão na manutenção do ortostatismo em uma plataforma com perturbações em 12 diferentes direções, condição semelhante ao estímulo oferecido no treino. Embora os pacientes tenham apresentado melhora do desempenho desde o início do treinamento que se manteve em três sessões subsequentes não houve generalização dos ganhos obtidos para os testes de estabilidade realizados. Os autores apontam que as limitações da generalização podem ser explicadas pela especificidade de aprendizado para determinada tarefa e pela repetição do teste de generalização, o que pode ter provocado um aprendizado no próprio teste, já que os sujeitos do grupo controle obtiveram melhora do desempenho no teste de generalização, a despeito de não terem realizado qualquer treino.

Em um outro estudo com indivíduos saudáveis, Naumann et al. (2015) encontraram limitações na generalização do treino em RV, após 12 sessões, entre duas diferentes interfaces, uma com superfície estável, o NW, e a outra instável, o *Challenge Disc*<sup>®</sup>, com jogos semelhantes. A medida de generalização foi a pontuação obtida nos jogos. Os resultados mostraram um

efeito de treinamento específico da condição treinada, sem generalização para a interface não treinada.

Dessa forma, considerando (1) a importância da recuperação do controle postural simétrico para a melhora da funcionalidade de pacientes com sequelas crônicas de AVC, (2) a grande inserção atual da RV para reabilitação do controle postural (3) a escassez de evidências sobre a capacidade de pacientes com AVC generalizarem os ganhos obtidos em um treinamento de equilíbrio em RV para tarefas também de equilíbrio em ambiente real, este estudo propõe a avaliação da generalização dos ganhos para tarefas não-treinadas que compartilhem as características motoras do treino em RV.

Para atingir esse objetivo, foi realizado um treinamento composto por 3 sessões de treino de equilíbrio em RV, com jogos do NWF, isolando assim a questão da generalização, sem interferência de melhora no desempenho por melhora de fatores periféricos. Após a última sessão de treino, a generalização dos ganhos obtidos nos jogos foi investigada por meio de testes capazes de quantificar os ganhos no controle de equilíbrio dinâmico realizados em plataforma de força (Orrell et al., 2006; Bonnyaud et al., 2013b; Gray et al., 2012; Bonnyaud et al., 2014; Savin et al., 2014). Adicionalmente, com a finalidade de afastar a possibilidade de melhora nos testes devido a repetição do próprio teste e não pela generalização dos ganhos obtidos no treino, foi incluído um grupo controle que não realizou nenhum tipo de treinamento (Elion et al., 2015).

Entendemos que os resultados obtidos são uma contribuição relevante para a melhor compreensão da capacidade de generalização de pacientes com AVC em tarefas que envolvam controle de equilíbrio em condição de RV para ambiente real, e por sua vez, para entendimento do potencial terapêutico desta ferramenta.

## **2. OBJETIVOS**

O objetivo deste estudo é avaliar a generalização dos ganhos obtidos em treino de equilíbrio com Realidade Virtual para atividades similares realizadas em ambiente real em pacientes com sequelas crônicas de Acidente Vascular Cerebral.

### **2.1. HIPÓTESE**

A hipótese do presente estudo é que os pacientes com sequelas crônicas de AVC serão capazes de transferir os ganhos obtidos no treinamento em RV para tarefas similares em ambiente real.

### 3. MÉTODOS

#### 3.1. TIPO DE ESTUDO

Trata-se de um estudo experimental controlado aleatorizado, simples cego.

#### 3.2. CASUÍSTICA

O cálculo do tamanho amostral foi realizado com base na medida primária do teste controle direcional no *Rhythmic Weight Shift* látero-lateral na velocidade rápida da plataforma de força. Os valores utilizados foram obtidos de um estudo piloto com 10 pacientes. A média inicial de pontuação no jogo foi 7,37 com desvio padrão de 2,87. O resultado indicou que 18 participantes (9 em cada grupo) seriam necessários para obter um poder de 90%. Os participantes foram aleatorizados por meio de sorteio em dois grupos: treino de equilíbrio com realidade virtual (GE) ou grupo controle (GC).

A divulgação do estudo para o recrutamento dos pacientes foi realizada no jornal da Universidade de São Paulo e em reportagem de um programa veiculado para a Grande São Paulo. O recrutamento foi realizado a partir da lista de interessados que entraram em contato telefônico após a divulgação na mídia e da fila de espera ambulatorio de fisioterapia em neurologia do Curso Fisioterapia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Considerando a heterogeneidade dos pacientes com AVC e eventuais perdas ao longo do estudo foram recrutados 52 sujeitos para triagem em relação aos critérios de inclusão e exclusão estabelecidos.

Participaram do estudo 29 pacientes, sendo 14 do sexo feminino, com média de idade de  $50,96 \pm 10,99$  anos, média de tempo de lesão de  $56,06 \pm 47,87$  meses, sendo 17 com lesão à direita, média de escolaridade foi

de  $10,24 \pm 3,14$  anos. Os pacientes foram avaliados inicialmente na escala Fugl-Meyer (FM) – sessão de função motora do membro inferior afetado (Anexo 1). A FM é uma escala que mensura a atividade sensório-motora do paciente após o AVC. A pontuação máxima da sessão de função motora do membro inferior da FM é 34 pontos, sendo que quando maior o escore melhor a função do membro inferior. Essa escala foi validada em pacientes brasileiros (Maki et al., 2006; Hiengkaew et al., 2012).

### 3.2.1. Critérios De Inclusão

Os critérios de inclusão determinados para a participação dos pacientes no estudo foram:

- Diagnóstico médico de AVC supra-tentorial, confirmado por tomografia computadorizada ou ressonância magnética, ocorrido há pelo menos seis meses;
- Idade entre 18 e 65 anos;
- Capacidade de compreender e obedecer comandos verbais e visuais;
- Acuidade visual normal ou corrigida, avaliada pelo mapa de Snellen;
- Capacidade de permanecer em ortostatismo por dois minutos e de alternar passos em um degrau de 6 centímetros (altura da plataforma do Nintendo Wii Fit<sup>®</sup>) com ou sem o uso de meio auxiliar (bengala).

### 3.2.2. Critérios De Exclusão

Foram excluídos os pacientes com:

- Histórico de mais de um episódio de AVC;

- Sinais de heminegligência<sup>21</sup>, ataxia<sup>22</sup> e afasia detectáveis do exame clínico (teste de cancelamento de estrela, calcanhar tibia e entrevista, respectivamente);
- Outras doenças neurológicas;
- Alterações musculoesqueléticas que afetem o equilíbrio e/ou a marcha
- Alterações cognitivas (pontuação abaixo de 20 no *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA – Anexo 2, Godefroy et al., 2011);
- Experiência prévia com o pacote de jogos do Nintendo Wii Fit®.

### 3.2.3. Termos De Consentimento

O termo de consentimento de cada participante foi obtido antes do início do estudo (Anexo 3). O estudo foi aprovado no Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (nº 355/15, Anexo 4).

### 3.3. LOCAL

A triagem, os treinamentos e as avaliações dos pacientes foram realizados no Departamento de Fonoaudiologia, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, localizado na Rua Cipotânea, 51, Cidade Universitária, Universidade de São Paulo, São Paulo, SP.

### 3.4. MATERIAIS

---

<sup>21</sup> Heminegligência é a negligência do corpo e do espaço extrapessoal contralateral ao sítio de lesão, mais comum após lesão em hemisfério direito (Carr e Shepherd, 2008).

<sup>22</sup> Ataxia é caracterizada por incoordenação dos movimentos, tremor e comprometimento dos movimentos alternados rápidos (Campbell, 2007).

Foram utilizados os seguintes materiais:

- uma plataforma de força modelo *Balance Master Neurocom*<sup>®</sup>;
- um console do videogame *Nintendo Wii*<sup>®</sup>;
- um programa *Nintendo Wii Fit Plus*<sup>®</sup>;
- uma plataforma para registro das oscilações posturais (*Balance Board*<sup>®</sup> - *Nintendo*<sup>®</sup>) e um controle remoto *Wii Remote* que servem de interface para os jogos do NWF;
- um projetor multimídia (Samsung<sup>®</sup> modelo SP-M200S);
- uma tela para projeção de 1,5m por 1,5m (Visograf<sup>®</sup>);
- uma cadeira sem apoio para os braços;
- uma maca dobrável.

#### 3.4.1. *Nintendo Wii Fit*<sup>®</sup>

O *Nintendo Wii*<sup>®</sup> (NW) foi lançado no final de 2006 e foi projetado de forma que a interação com os jogos ocorresse não apenas com as mãos, como nos videogames tradicionais, mas por meio de movimentos de diferentes segmentos corporais, com simulação mais real da participação do jogador.

Essa mudança foi possível pelo uso do controle do NW, o *Wii Remote*<sup>®</sup> que utiliza acelerômetros, tecnologia *bluetooth* e sensores infravermelhos, para a detecção das mudanças de direção, velocidade e aceleração dos movimentos dos jogadores (figura 1). Além do controle, o NW possui uma plataforma estática com uma superfície estável, o *Wii Balance Board*<sup>®</sup> que detecta o deslocamento multidirecional de peso dos jogadores (Saponsnik et al., 2010, Joo et al., 2010; Naumann et al., 2015).



Figure 1 – Figura 1- Console *Wii*<sup>®</sup> e *Wii Remote*<sup>®</sup>

Fonte: <http://www.nintendo.com>

O *Wii Balance Board*<sup>®</sup> (WBB) possui quatro transdutores nos cantos inferiores da base (figura 2) que medem e calculam as distribuições da força e consequentes mudanças do centro de pressão, características similares às plataformas de força usadas em laboratórios para análise do equilíbrio. A avaliação do equilíbrio por meio do WBB tem se mostrado fidedigna e fornece dados correlatos aos obtidos em plataformas de força em atividades estáticas (Clark, 2010; Park, 2014).

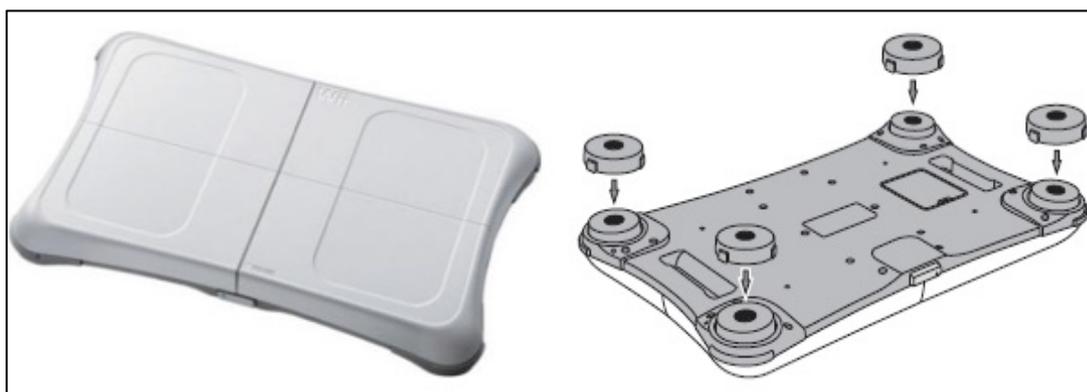


Figura 2- *Wii Balance Board*<sup>®</sup> e a localização dos transdutores de força na plataforma

Fonte: <http://www.nintendo.com>

O Nintendo Wii Fit® (NWF) é composto por um console que contém o *software* e possui mais de 40 atividades e exercícios, divididos nas categorias de treinamento de força, aeróbico, yoga e equilíbrio. Os jogos do NWF exigem deslocamentos multidirecionais do centro de pressão do corpo, em diferentes velocidades e amplitudes e durante a prática são fornecidos *feedbacks* auditivos e visuais da tela e vibratórios dos controles sobre o desempenho nos jogos (Deutsch et al., 2011; Gatica-Rojas e Méndez-Rebolledo, 2014).

Assim, a somatória de fatores como confiabilidade de medidas da plataforma, potencial terapêutico para treinamento de deslocamentos corporais multidirecionais, baixo custo, portabilidade e facilidade de utilização justificam a eleição do NWF como ferramenta de RV do presente estudo.

### 3.5. PROCEDIMENTO

#### 3.5.1. Avaliações

##### 3.5.1.1. Medida primária

Considerando como objetivo do estudo a avaliação da generalização de possíveis ganhos obtidos nos jogos para tarefas que compartilham as mesmas características motoras, foi adotado como medida primária o desempenho em quatro testes realizados na plataforma de força *Balance Master*®, capazes de avaliar de forma quantitativa e objetiva as respostas de equilíbrio.

O sistema utilizado, a plataforma de força *Balance Master*® (NeuroCom International, Clackamas, OR, frequência de aquisição de 100Hz), como forma objetiva e quantitativa de avaliação do equilíbrio já foi utilizada em pacientes com sequelas crônicas de AVC com boa confiabilidade e validade, principalmente em testes dinâmicos (Liston et al., 1996; Chien et al., 2007; Aruin et al., 2012; Waller e Prettyman, 2012). O sistema consiste de duas plataformas de força fixas, de aproximadamente de 46 cm x 152 cm, conectadas a um computador pessoal, permitindo a mensuração de forças

verticais entre os pés e a superfície da plataforma e conseqüentemente da projeção do centro de gravidade.

Os testes foram realizados por todos os participantes do grupo experimental e controle, com o intervalo de sete dias (primeiro e último dia do estudo), em uma sala isolada, com baixo nível de distratores visuais e auditivos e pelo mesmo examinador, treinado na aplicação dos testes e operação do equipamento, seguindo a mesma ordem. Antes do início dos testes foi criado um arquivo com informações de cada paciente, como nome, altura, data de nascimento e diagnóstico. Para o início dos testes foi solicitado ao paciente que ficasse descalço. Os pacientes foram posicionados na plataforma pelo terapeuta de acordo com as orientações do manual do equipamento (NeuroCom, 2004), com o maléolo medial alinhado à linha transversal da plataforma e a borda lateral do calcanhar na linha apropriada para a altura informada de cada paciente (as instruções na tela do computador indicam o posicionamento adequado de acordo com a altura). As orientações em relação aos procedimentos dos testes foram fornecidas ao paciente pelo terapeuta antes do início de cada teste e durante a realização não houve qualquer tipo de assistência fornecida pelo terapeuta, apenas supervisão próxima, com o objetivo de prevenir quedas.

Os testes foram selecionados pela similaridade com os deslocamentos corporais treinados pelos jogos. A análise sobre o nível de similaridade foi realizada por quatro fisioterapeutas especializados na área, com base na observação dos deslocamentos corporais exigidos pelos jogos e pelos testes, como também pela análise da descrição dos testes no manual do fabricante. Os dados provenientes dos testes na plataforma de força são calculados pelo *software* da plataforma, conforme o sexo, idade e altura do paciente. Para análise estatística foram utilizados os dados processados obtidos da plataforma de força.

Foram selecionados os seguintes testes:

- *Rhythmic Weight Shift* (RWS) – Látero-lateral e Anteroposterior: O teste RWS avalia a capacidade do indivíduo em se deslocar nos sentidos latero-lateral e anteroposterior (figura 3) de

maneira rítmica a partir de *feedback* visual e auditivo em velocidades rápida (mudanças de direção a cada um segundo), média (mudanças de direção a cada dois segundos), e lenta (mudanças de direção a cada três segundos). O teste tem duração total de sete segundos.

Durante o teste a projeção do centro de gravidade do paciente é reproduzido na tela do computador por meio de um cursor com a representação de um pequeno boneco, um *feedback* visual para o paciente. Para realizar o teste o paciente promove a oscilação do centro de gravidade entre dois limites dispostos na tela como linhas vermelhas seguindo um alvo na tela que serve como uma pista (um símbolo de um Sol amarelo) e um sinal sonoro indicando o momento da mudança de direção. A instrução dada ao paciente pelo terapeuta é para que ele siga o Sol, com a mesma velocidade e momentos de mudança de direção por meio do comando: “Agora faça com o boneco siga o sol, perto dele e na mesma velocidade de um lado para o outro/para trás e para frente“

Baseado na similaridade com os jogos, foram utilizados os dados do controle direcional<sup>23</sup> na velocidade rápida nos deslocamentos látero-lateral e anteroposterior. O controle direcional é expresso em termos percentuais, sendo os valores mais próximos de 100% indicadores do melhor desempenho.

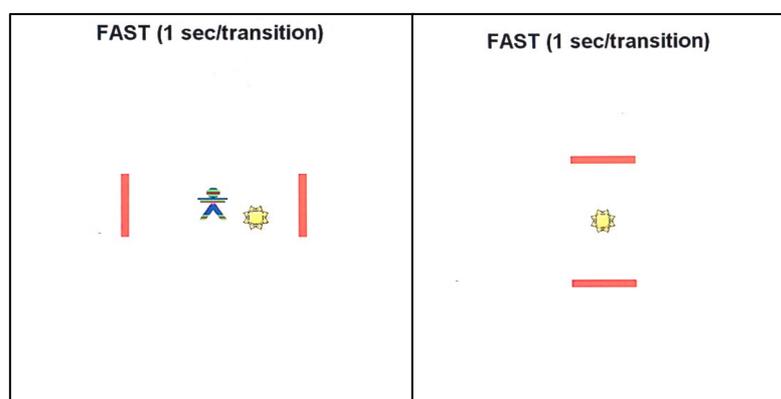


Figura 3- *Rhythmic Weight Shift* Látero-lateral e Anteroposterior

<sup>23</sup> A análise do controle direcional acontece por meio da comparação realizada entre os movimentos realizados dentro e fora dos limites estabelecidos no teste.

- *Limits of Stability* (LOS): O teste LOS avalia a capacidade do indivíduo se deslocar para oito direções e manter a estabilidade em cada posição. Durante esse teste o posicionamento do centro de gravidade é disposto da mesma forma que no teste anterior por um cursor no formato de um pequeno boneco e há nove quadrados, sendo o central de cor amarela e os demais de cor vermelha. Para realizar o teste o paciente precisa posicionar, por meio de mudanças da projeção do centro de gravidade, o cursor no quadrado central. A partir de então o terapeuta inicia o teste e após um sinal sonoro e mudança da cor de um dos oito quadrados para amarelo o paciente deve deslocar a projeção do centro de gravidade para a direção deste e permanecer por oito segundos na posição (figura 4). O teste foi realizado primeiro com o deslocamento do peso para o membro inferior direito e após para o membro inferior esquerdo, independente do lado da hemiparesia. Após a explicação dos procedimentos necessários o teste foi realizado uma vez para se obter a medida de desempenho. O comando fornecido ao paciente para a realização do teste foi “Centralize o boneco no quadrado amarelo. Quando ouvir o sinal sonoro leve o boneco o mais próximo possível do outro quadrado amarelo que estiver aparecendo”.

Baseado na similaridade com os jogos, os dados selecionados foram a excursão máxima<sup>24</sup> e ponto final de excursão<sup>25</sup> para a direita e para esquerda (referentes às posições 3 e 7 na figura 4) e para análise estes dados foram convertidos em lado acometido (AC) e não acometido (NA), conforme o lado da hemiparesia de cada paciente. Os dados são apresentados em porcentagem do limite de estabilidade (%LOS), sendo que 100% do LOS representa o maior deslocamento possível do centro de gravidade para cada uma das

---

<sup>24</sup> Máxima distância do centro de gravidade alcançada durante o teste.

<sup>25</sup> Distância percorrida pelo centro de gravidade na primeira tentativa de alcançar o alvo.

direções, sem que ocorra estratégia do passo, ou seja, mudança da base de apoio.

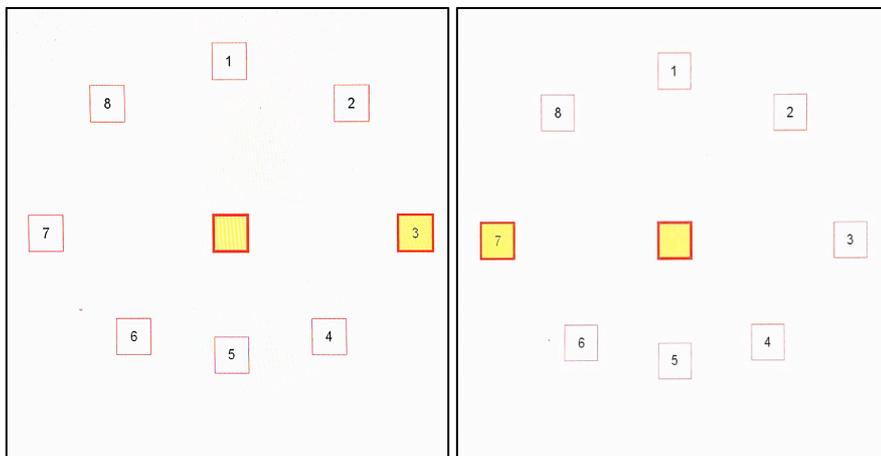


Figura 4- *Limits Of Stability* nos deslocamentos para o lado acometido e não acometido

### 3.5.1.2. Medida secundária

O desempenho dos pacientes do GE por meio das pontuações nos cinco jogos fornecidas pelo software do NWF foi considerado como medida secundária deste estudo. Apesar do não conhecimento das fórmulas utilizadas pelo sistema para calcular a pontuação, estudos anteriores já demonstraram ser esta uma medida consistente de melhora no desempenho dos jogos (Omiyale et al., 2014; Naumann et al., 2015). A pontuação foi registrada em cada uma das três sessões de treino, na primeira execução do jogo na primeira sessão, e na execução única dos jogos na segunda e terceira sessões.

## 3.5.2. Treinamento

### 3.5.2.1. Grupo experimental (GE)

O grupo experimental (GE) realizou três sessões de treinamento de equilíbrio com RV utilizando o NWF. As três sessões de prática foram distribuídas ao longo de uma semana.

A primeira sessão de treinamento (1S) foi composta por uma etapa de familiarização dos pacientes nos jogos selecionados, sendo realizadas cinco repetições ao todo de cada jogo.

A primeira repetição foi realizada após a explicação verbal dos objetivos do jogo e de como operar o avatar, sendo realizada pelo paciente sem auxílio do terapeuta.

As três repetições seguintes foram realizadas com auxílio do terapeuta, com objetivo de ajudar o paciente a encontrar a estratégia mais simétrica e eficiente para obter a melhor pontuação possível nos jogos e evitar o uso de estratégias que fortalecessem a assimetria. Com a progressão do treino e esperada melhora no desempenho, a assistência foi progressivamente retirada. O nível e a qualidade da assistência foram personalizados conforme as necessidades de cada paciente, buscando-se oferecer as melhores condições de treino e, por não ser objetivo do presente estudo, não foram padronizadas.

A última repetição dos jogos na primeira sessão foi realizada novamente sem auxílio.

As cinco repetições foram realizadas uma na sequência da outra, para cada jogo. A duração dos blocos para cada jogo foi variável, sendo que para alguns jogos esta é definida pelo tempo e para outros pelo número de tentativas.

A segunda sessão (2S) foi realizada 48 horas após a primeira sessão e foi composta por uma repetição de cada jogo, realizada de forma independente pelo paciente, após o resgate verbal das regras e objetivos dos jogos e principais orientações sobre as estratégias adequadas para se atingir uma melhor pontuação.

A terceira sessão (3S) foi realizada sete dias após a primeira sessão e foi idêntica a 2S.

A ordem dos jogos realizados em todas as sessões foi: *Table Tilt* (TT), *Penguim Slide* (PS), *Basic Step* (BS), *Torso Twist* (TTW) e *Tilt City* (TC).

Em todas as sessões o paciente descansou cerca de um minuto a cada troca de jogo ou conforme necessidade apresentada. Durante esse período, foi oferecida água e indagado sobre presença de dor ou outro tipo de desconforto.

### 3.5.2.1.1. Seleção dos jogos

Considerando que objetivo deste estudo é avaliar a generalização dos ganhos obtidos no treinamento em RV para ambiente real, os jogos selecionados envolviam controle do equilíbrio de forma simétrica, com transferência do peso sobre o membro inferior acometido na mesma proporção da realizada para o membro inferior não acometido.

A seleção dos jogos, foi realizada por quatro fisioterapeutas especializados da área de Neurologia, seguindo os seguintes critérios:

- Jogos que fossem jogados na posição ortostática;
- Jogos que demandassem o controle direcional do corpo de forma simétrica,
- Jogos que demandassem descarga alternada do peso corporal;
- Jogos seguros para a população estudada, com reduzido risco de quedas e outros desconfortos.

Dessa forma, foram selecionados :

1. *Table Tilt* (TT): O objetivo do jogo é encaixar bolas em buracos dispostos em diferentes localizações em uma plataforma virtual em determinado tempo definido pelo jogo (figura 5). O participante controla a plataforma virtual por meio de deslocamentos multidirecionais em diferentes velocidades do peso corporal sobre a WBB o que gera a inclinação da plataforma virtual, e o movimento das bolas no mesmo sentido do deslocamento. O jogo é composto por fases com progressão de dificuldade, sendo que a primeira fase é composta pela plataforma, uma bola e um buraco. Conforme o jogo avança diferentes número de bolas e buracos são apresentados, assim como muda a disposição inicial dos mesmos. O participante progride no jogo quando encaixa todas as bolas no tempo determinado e quanto mais rápido for capaz de fazê-lo haverá maior tempo para a execução da fase subsequente. Em alguns momentos do jogo é exigida a habilidade de mudança de estratégia ou de controle de mais de uma bola ao

mesmo tempo, tornando o jogo complexo. A pontuação é designada a cada término de fase e ocorre durante a execução do jogo. Conforme o tempo do jogo termina, há emissão de um sinal visual e sonoro. A duração deste jogo é variável dependendo do desempenho do paciente e das fases que ele avançar, podendo ser de um a três minutos.



Figura 5- Tela do jogo *Table Tilt* ilustra a plataforma virtual com os orifícios nos quais as bolas devem ser encaixadas. O número “30” representa o tempo restante nesse nível. À esquerda na tela é apresentado o nível do jogo.

2. *Penguin Slide* (PS): Neste jogo o avatar do participante é um pinguim virtual. O objetivo do jogo é manter o pinguim sobre uma placa de gelo que está flutuando no mar com a finalidade de pegar o maior número de peixes que aparecem sobre a pedra de gelo. Quando o jogador aumenta a descarga de peso sobre um dos lados da WBB a pedra de gelo se desloca na mesma direção, movendo o pinguim (figura 6). Há três diferentes cores de peixes (azul, verde e vermelho), com pontuações diferentes. Um dos peixes (vermelho) aparece apenas ocasionalmente e para fazer com que o pinguim o pegue o jogador deve fazer um rápido deslocamento látero-lateral do centro de pressão. Faz parte do objetivo do jogo a criação de uma estratégia que faça com que o pinguim pegue o maior número de peixes, e fique a maior parte do tempo em cima da pedra de gelo, o que leva a uma maior pontuação. A pontuação é exibida no final do jogo. O PS tem duração de 90 segundos.



Figura 6- Tela do jogo *Penguin Slide* ilustrando a placa de gelo, os peixes pulando na placa e o deslocamento do pinguim na direção do peixe. O número 9 indica os pontos até o momento e o 70 o tempo restante do jogo.

3. *Basic Step* (BS): O objetivo deste jogo é que o participante suba e desça da WBB de acordo com o ritmo imposto por pistas visuais e auditivas (figura 7). Há variação no padrão de subida e descida da WBB, sendo que o movimento por vezes é começado por membro inferior direito e em outros momentos pelo esquerdo. A pista visual é em relação tanto ao lado que deve ser realizada a subida, quanto a descida. O jogador marca pontos de acordo com o sincronismo com as pistas ofertadas, podendo obter um desempenho bom ou perfeito, com atribuição de 1 e 2 pontos, respectivamente e os *feedbacks ok* ou *perfect* aparecem na tela nos momentos de acerto. Para ter bom desempenho no jogo o participante deve manter seu foco de atenção sustentada e na tela e ser capaz de reestabelecer a sincronia após possíveis erros. Esse jogo estimula a alternância de passos e descarga de peso simétrica entre os membros inferiores. O BS tem duração de 120 segundos.



Figura 7- Tela do jogo *Basic Step*, ilustrando as pistas visuais que direcionam a subida e descida da plataforma.

4. *Torso Twist* (TTW): O objetivo do jogo é reproduzir os movimentos de rotações de tronco para esquerda e direita (3 repetições cada) e de associação de rotações e flexões de tronco (3 para cada lado) que um instrutor virtual realiza, com o menor deslocamento possível do centro de pressão (figura 8). Enquanto realiza os movimentos o jogador tem um conhecimento de desempenho pela representação do centro de pressão e de seu deslocamento por um ponto vermelho que deve permanecer dentro de uma área amarela. O participante obtém ainda *feedback* sonoro do momento de execução dos movimentos. O jogo exige a sustentação da atenção no modelo virtual com o objetivo de reproduzir os movimentos realizados por ele. O jogo TTW tem duração de 60 segundos.

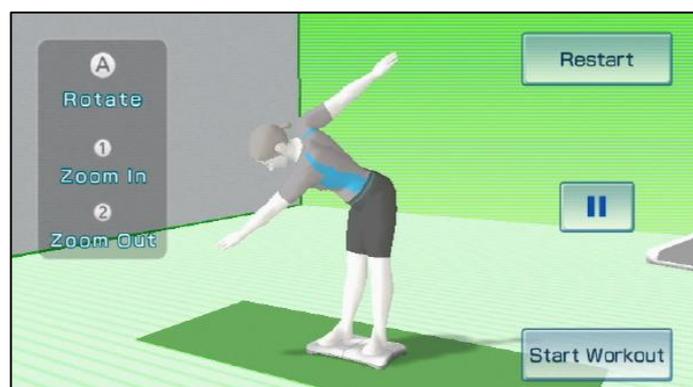


Figura 8- Tela do jogo *Torso Twist* mostrando a rotação associada à flexão do tronco para o lado direito.

5. *Tilt City* (TC): O objetivo deste jogo é acertar as bolas de diferentes cores (azul, vermelho e amarela) nos baldes de cor correspondente (figura 9). Para isso o jogador deve estabelecer o direcionamento da bola pelo controle de três plataformas virtuais. O controle da primeira plataforma virtual se dá pelo uso do *Wii Remote*, e das outras duas plataformas pela WBB. A plataforma controlada pelo *Wii Remote* fica acima das outras duas que ficam alinhadas. Quando uma bola aparece o participante precisa determinar o lado para o qual ela será deslocada pela inclinação do *Wii Remote* para a esquerda ou direita, e posteriormente pelo deslocamento do centro de pressão na plataforma para esquerda ou direita. Bolas que vão para os baldes de cor correspondente de forma subsequente garantem uma pontuação acumulativa e bolas maiores tem maior valor. O maior desafio do jogo está quando há menor intervalo entre a

apresentação das bolas, fazendo com que o praticante tenha que fazer movimentos rápidos com o membro superior e membros inferiores, muitas vezes em sentidos diferentes (inclinação do *Wii Remote* para esquerda e deslocamento do centro de pressão para direita). O participante tem conhecimento do resultado durante o jogo. O jogo tem duração de 90 segundos.



Figura 9- Tela do jogo *Tilt City* mostra as plataformas virtuais que o paciente controla com a mão (plataforma superior) e pelo deslocamento do centro de pressão (plataformas inferiores). Os baldes coloridos indicam para onde as bolas devem ser direcionadas. No canto superior direito estão os pontos realizados até o momento e o número de bolas que restam cair.

Os critérios de pontuação dos jogos selecionados estão sumarizados na tabela 1 e a similaridade entre os jogos e testes de generalização estão apresentados na tabela 2.

Tabela 1- Critérios de pontuação dos jogos selecionados

JOGOS	CRITÉRIOS DE PONTUAÇÃO
<i>Table Tilt</i>	Encaixar as bolas nos buracos das plataformas virtuais em tempo pré-determinado. Calculada a cada nível completado (10 pontos).
<i>Penguin Slide</i>	Capturar o maior número de peixes possível. Calculada pelo número de peixes de determinada cor: azul (1 ponto), verde (2 pontos) e vermelho (10 pontos).
<i>Basic Step</i>	Sincronizar padrão e ritmo de subidas e descidas na WBB com estímulos visuais e auditivos. Calculada baseada no número de <i>ok</i> (1 ponto) ou <i>perfect</i> (2 pontos).
<i>Torso Twist</i>	Manutenção do centro de pressão dentro da base de suporte durante

	rotações de tronco e associação de rotação e flexão de tronco. A pontuação é dada de acordo com a oscilação do centro de pressão durante os movimentos.
<b><i>Tilt City</i></b>	Direcionamento de bolas coloridas para os baldes de cores correspondentes. Pontos extras são computados para bolas maiores (2) ou acertos consecutivos (cumulativo dependendo do número de acertos seguidos).

Tabela 2 – Similaridade entre testes da plataforma e jogos selecionados

<b>CARACTERÍSTICAS MOTORA DOS TESTES</b>	<b>Deslocamento total do CG LL</b>	<b>Deslocamento parcial do CG LL</b>	<b>Deslocamento AP</b>
<b>LOS excursão máxima</b>	BS TC		
<b>LOS ponto final de excursão</b>	BS TC		
<b>RWS AP</b>			TT BS TTW
<b>RWS LL</b>		TT PS TTW	

CG- centro de gravidade, LL- latero-lateral, AP- anteroposterior, LOS- *Limits of Stability*, RWS- *Rhythmic Weight Shift*. TT- *Table Tilt*, PS- *Penguin Slide*, BS- *Basic Step*, TTW- *Torso Twist*, TC- *Tilt City*.

### 3.5.2.2. Grupo controle (GC)

O GC foi idealizado com o objetivo de verificar possível efeito de aprendizagem dos pacientes nos testes da plataforma de força ao longo das repetições nas duas avaliações.

Com esse objetivo os pacientes não realizaram nenhuma intervenção de equilíbrio e receberam orientações em relação a cuidados gerais após AVC, utilizando ilustrações da ferramenta PhysioTools (Anexo 5). O GC foi avaliado nos testes de generalização nos mesmos momentos do GE e recebeu as orientações em três sessões (1S, 2S e 3S) com mesma duração de cada sessão e intervalo entre sessões do grupo experimental.

### 3.6. ANÁLISE DOS RESULTADOS

Os dados demográficos, as características clínicas dos grupos, e o desempenho inicial nos testes de equilíbrio dos participantes dos GE e GC foram comparadas por meio do teste t pareado.

Para analisar a medida primária, ou seja, os testes de generalização, após testes de normalidade (teste de Kolmogorov-Smirnov) e homocedasticidade (teste de Levene) e análise de distribuição de resíduos, foram realizadas seis análises de variância de medidas repetidas (ANOVA-MR), uma para cada teste, adotando-se como fatores avaliações (AT e DT), grupo (GC e GE) e lado (AC e NA), sendo este último utilizado apenas para o teste LOS.

Para analisar a medida secundária, ou seja, o desempenho nos jogos por meio da pontuação foram realizadas cinco análises de ANOVA para medidas repetidas, uma para cada jogo, utilizando-se como fator sessão (1S, 2S e 3S), utilizando a primeira execução da primeira sessão e as execuções únicas das segunda e terceira sessões.

Para os efeitos que alcançaram nível de significância, foi realizado o Teste Pós Hoc de Tukey para a verificação de eventuais diferenças entre os mesmos.

Para toda a análise o nível de significância adotado foi de 5%. O programa utilizado foi o Statistica 12.

## 4. RESULTADOS

### 4.1. CARACTERÍSTICAS DOS PARTICIPANTES

A figura 10 mostra o fluxo de participantes ao longo do estudo.

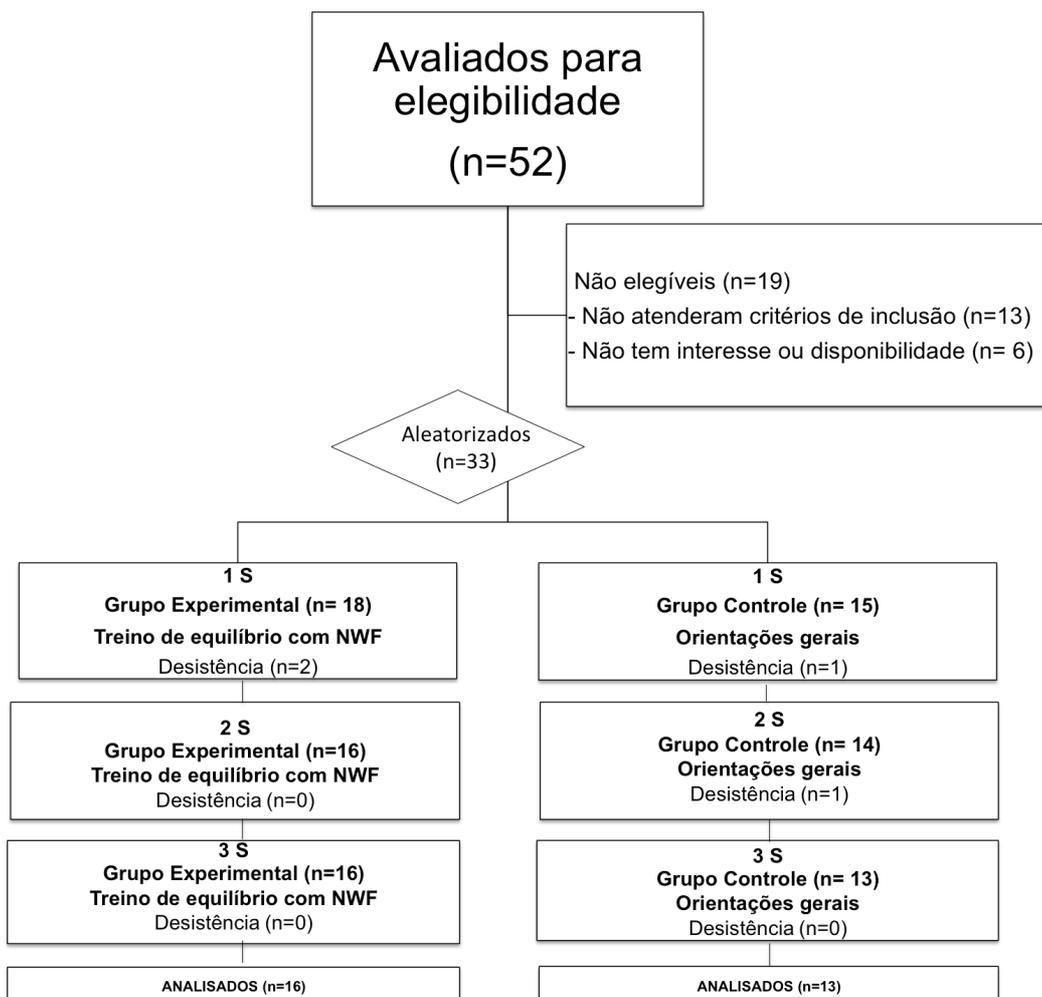


Figura 10- Fluxograma do encaminhamento dos pacientes ao longo do estudo.

1 S – 1ª sessão, 2 S – 2ª sessão, 3 S – 3ª sessão, NWF- Nintendo Wii Fit®.

A análise das características demográficas e do desempenho dos sujeitos nos testes de equilíbrio na avaliação inicial mostrou que não houve diferença significativa entre os grupos em nenhuma das variáveis analisadas (Tabela 3).

Tabela 3- Características gerais dos pacientes e de desempenho inicial nos testes da plataforma

	Grupo experimental (n = 16)	Grupo Controle (n =13)	Valor de p
Idade (anos)	53,5 (9,7)	47,8 (12,0)	0,17
Sexo (F/M)	8F; 8M	6F; 7M	0,87
Tempo de AVC (meses)	45,7 (27,8)	54,1 (37,6)	0,49
Lado da hemiparesia (E/D)	8E; 8D	9E;4D	0,39
Fugl-Meyer (pontuação)	24,25 (3,65)	20,33 (3,84)	0,66
Escolaridade (anos)	10,8 (3,0)	9,4 (3,2)	0,23
MoCA (escore)	22,6 (2,6)	23,2 (2,6)	0,58
LOS (% LOS) - excursão máxima AC inicial	67,00 (28,55)	75,76 (23,99)	0,37
LOS (% LOS)- excursão máxima NA inicial	92,05 (15,12)	102,76 (16,31)	0,07
LOS (% LOS)- ponto final de excursão AC inicial	48,00 (22,88)	56,84 (24,97)	0,31
LOS (% LOS)- ponto final de excursão NA inicial	71,72 (11,65)	79,18 (14,02)	0,13
RWS (%) - controle direcional rápido AP inicial	59,14 (20,17)	61,25 (14,46)	0,76
RWS (%) - controle direcional rápido LL inicial	78,83 (9,39)	84,30 (5,26)	0,07

Dados apresentados em média (desvio padrão). Foi utilizado teste t para análise das diferenças entre os grupos experimental e controle para as variáveis: idade, tempo de AVC, Fugl-Meyer, escolaridade, MoCA, LOS e RWS. Foi utilizado o Mann-Whitney U Test para as variáveis: sexo e lado da hemiparesia. F- feminino, M- masculino, E- esquerda, D- direita, MoCA- Montreal Cognitive Assessment, LOS- *Limits of Stability*, AC- acometido, NA- não acometido, RWS- *Rhythmic Weight Shift*.

#### 4.2. DESEMPENHO NOS JOGOS

Como anteriormente mencionado, a melhora no desempenho nos jogos foi avaliada por meio da pontuação obtida em cada um dos jogos nas sessões 1S, 2S E 3S.

A ANOVA-MR para a pontuação obtida no TT, mostrou um efeito significativo de avaliação (ANOVA:  $F(2,30)= 24,29$ ,  $p=0,000001$ ,  $ES=0,99$ ). O pós-teste de Tukey mostrou aumento significativo do desempenho no jogo entre as sessões 1S e 2S ( $p=0,03$ ), 1S e 3S ( $p=0,0001$ ) e 2S e 3S ( $p=0,0005$ ), como mostra a figura 11.

A ANOVA-MR para a pontuação obtida no PS, mostrou um efeito significativo de avaliação (ANOVA:  $F(2,30)=7,68$ ,  $p=0,002$ ,  $ES=0,92$ ). O pós-

teste de Tukey mostrou aumento significativo do desempenho no jogo entre as sessões 1S e 3S ( $p=0,001$ ), como mostra a figura 12.

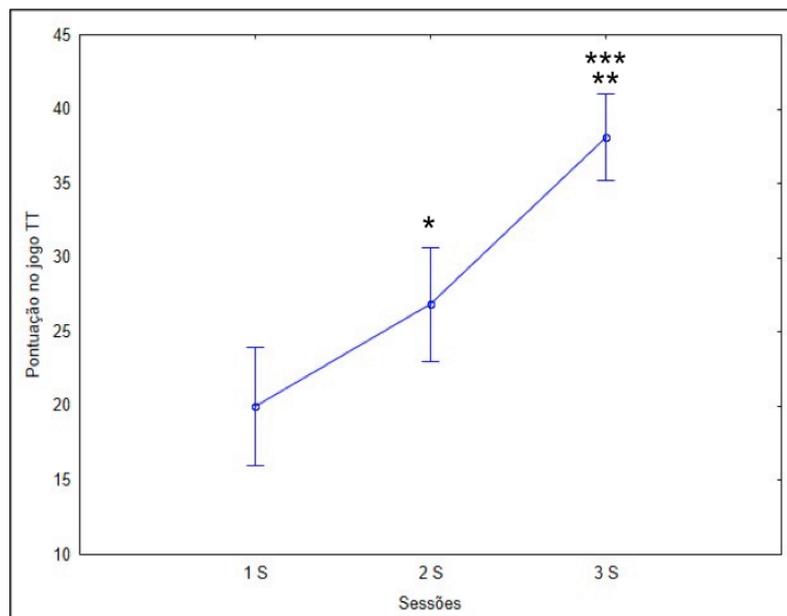


Figura 11- Gráfico da média das pontuações e erro padrão no jogo *Table Tilt*, nas três sessões de treinamento 1S – 1ª sessão, 2S – 2ª sessão e 3S – 3ª sessão. \*Diferença entre 1S e 2S ( $p=0,03$ ), \*\*Diferença entre 1S e 3S ( $p=0,0001$ ) e \*\*\*Diferença entre 2S e 3S ( $p=0,0005$ ).

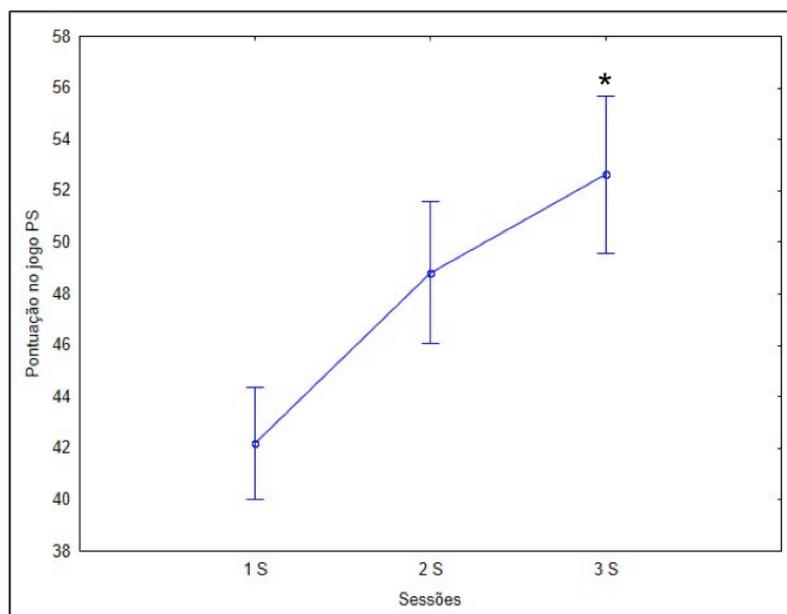


Figura 12- Gráfico da média das pontuações e erro padrão no jogo *Penguin Slide*, nas três sessões de treinamento 1S – 1ª sessão, 2S – 2ª sessão e 3S – 3ª sessão. \*Diferença entre 1S e 3S ( $p=0,0013$ ).

A ANOVA-MR para a pontuação obtida no BS, mostrou um efeito significativo de avaliação (ANOVA:  $F(2,30)=15,06$ ,  $p=0,00003$ , poder observado=0,99). O pós-teste de Tukey mostrou aumento significativo do desempenho no jogo entre as sessões 1S e 2S ( $p=0,004$ ) e 1S e 3S ( $p=0,0001$ ), como mostra a figura 13.

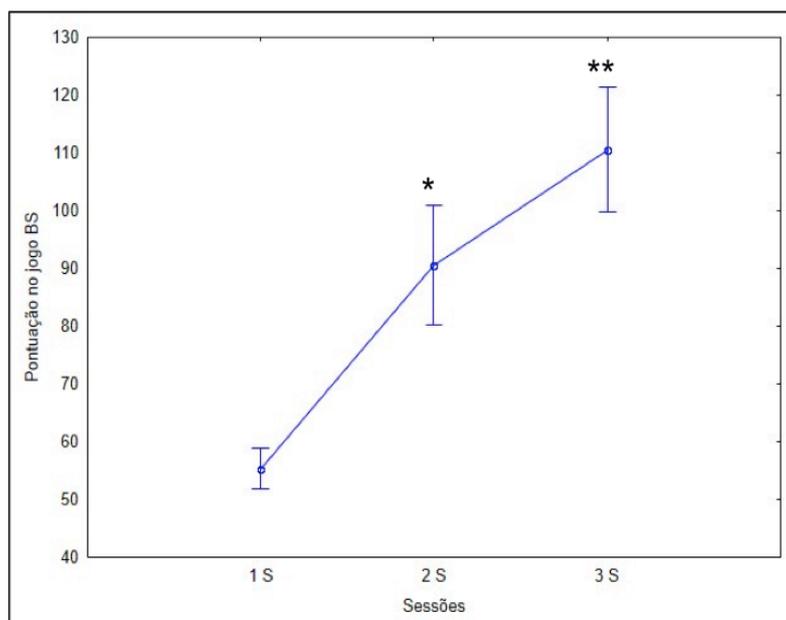


Figura 13- Gráfico da média das pontuações e erro padrão no jogo *Basic Step*, nas três sessões de treinamento 1S – 1ª sessão, 2S – 2ª sessão e 3S – 3ª sessão. \*Diferença entre 1S e 2S ( $p=0,004$ ), \*\*Diferença entre 1S e 3S ( $p=0,0001$ ).

A ANOVA-MR para a pontuação obtida no TTW, mostrou um efeito significativo de avaliação (ANOVA:  $F(2,30)=15,10$ ,  $p=0,00002$ , ES=0,99). O pós-teste de Tukey mostrou aumento significativo do desempenho no jogo entre as sessões 1S e 2S ( $p=0,004$ ) e 1S e 3S ( $p=0,0001$ ), como mostra a figura 14.

A ANOVA-MR para a pontuação obtida no TC, mostrou um efeito significativo de avaliação (ANOVA(2,30):  $F=51,35$ ,  $p=0,0000$ , ES=1,00). O pós-teste de Tukey mostrou aumento significativo do desempenho do jogo entre as sessões 1S e 2S ( $p=0,0001$ ) e 1S e 3S ( $p=0,0001$ ), como mostra a figura 15.

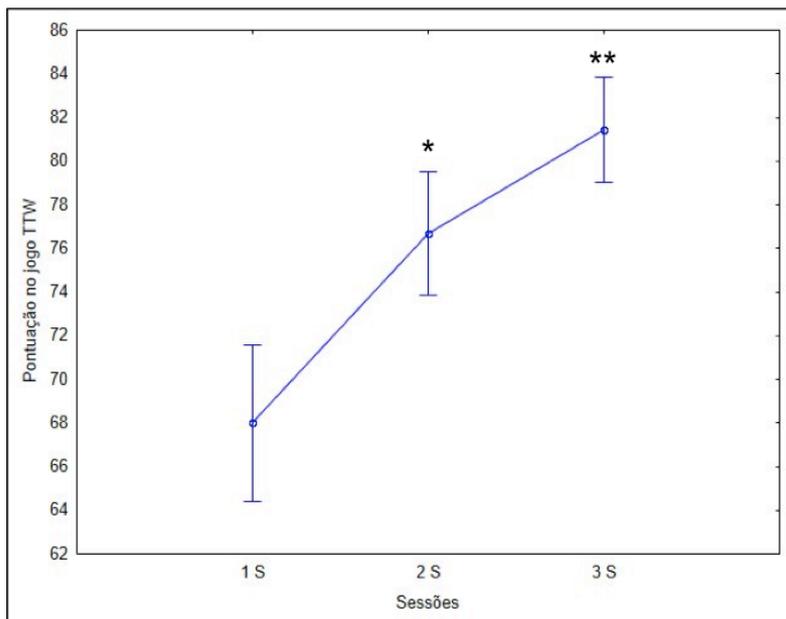


Figura 14- Gráfico da média das pontuações e erro padrão no jogo *Torso Twist*, nas três sessões de treinamento 1S – 1ª sessão, 2S – 2ª sessão e 3S – 3ª sessão. \*Diferença entre 1S e 2S ( $p=0,004$ ), \*\*Diferença entre 1S e 3S ( $p=0,0001$ ).

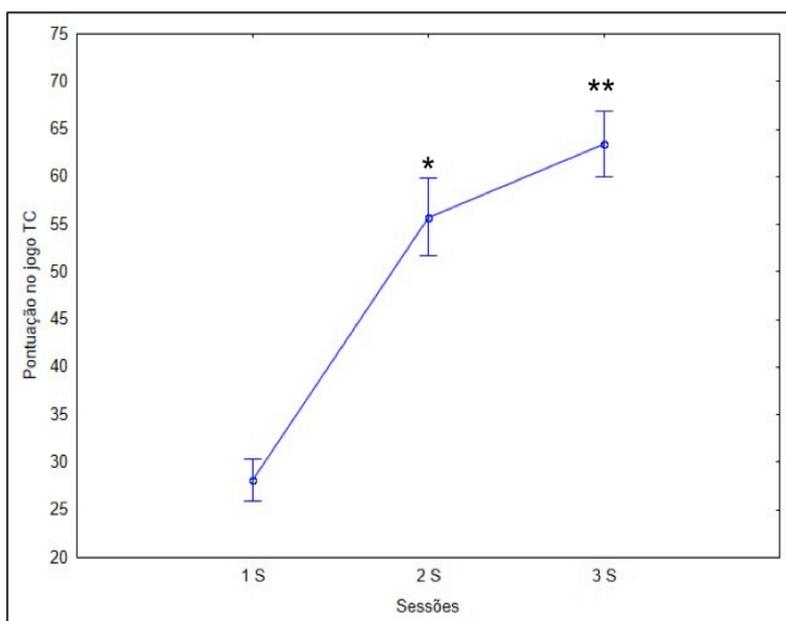


Figura 15- Gráfico da média das pontuações e erro padrão no jogo *Tilt City*, nas três sessões de treinamento 1S – 1ª sessão, 2S – 2ª sessão e 3S – 3ª sessão. \*Diferença entre 1S e 2S ( $p=0,0001$ ), \*\*Diferença entre 1S e 3S ( $p=0,0001$ ).

Em síntese, os resultados indicam que os pacientes com AVC foram capazes de melhorar o seu desempenho em todos os jogos entre a primeira e

segunda sessão e primeira e terceira sessão exceto o jogo PS no qual a melhora do desempenho ocorreu entre a primeira e terceira sessão apenas.

### 4.3. GENERALIZAÇÃO DOS GANHOS OBTIDOS

A generalização dos ganhos obtidos foi avaliada por meio dos efeitos do treino sobre a pontuação obtida nos testes de equilíbrio realizados na plataforma de força *Balance Master*<sup>®</sup>.

A ANOVA-MR para a pontuação obtida no teste RWS controle direcional nos deslocamentos látero-lateral e anteroposterior não mostrou efeito significativo para avaliação, grupo ou interação entre estes. Os dados de média e desvio padrão para essas variáveis estão apresentadas na tabela 4.

Tabela 4- Média e desvio padrão da pontuação nos testes *Rhythmic Weight Shift* latero-lateral e anteroposterior na velocidade rápida

	AT	DT
RWS – controle direcional rápido LL (%)		
Todos	81,12 (8,28)	81,74 (6,78)
Grupo experimental	78,83 (9,39)	80,77 (6,05)
Grupo Controle	84,30 (5,26)	83,07 (7,72)
RWS – controle direcional rápido AP (%)		
Todos	60,11 (17,45)	65,57 (12,78)
Grupo experimental	59,14 (20,17)	63,92 (14,83)
Grupo Controle	61,25 (14,46)	67,50 (10,19)

Dados apresentados em média (desvio padrão). Foi utilizada ANOVA para análise das diferenças entre os grupos experimental e controle nos dois momentos de avaliação. AT- antes do treinamento, DT- Depois do treinamento, RWS- *Rhythmic Weight Shift*, LL- latero-lateral, AP- anteroposterior.

A ANOVA-MR para a pontuação no teste LOS ponto final de excursão no lado acometido e não acometido não apresentou efeito significativo de grupo, avaliação ou interação entre estes, apresentando apenas efeito de lado (ANOVA:  $F(1,27)=26,96$ ,  $p=0,00001$ ,  $ES= 0,99$ , figura 16), confirmado pelo pós-teste de Tukey ( $p=0,0001$ ), demonstrando, conforme o esperado, valores inferiores do ponto de excursão máxima no lado acometido em comparação ao lado não acometido.

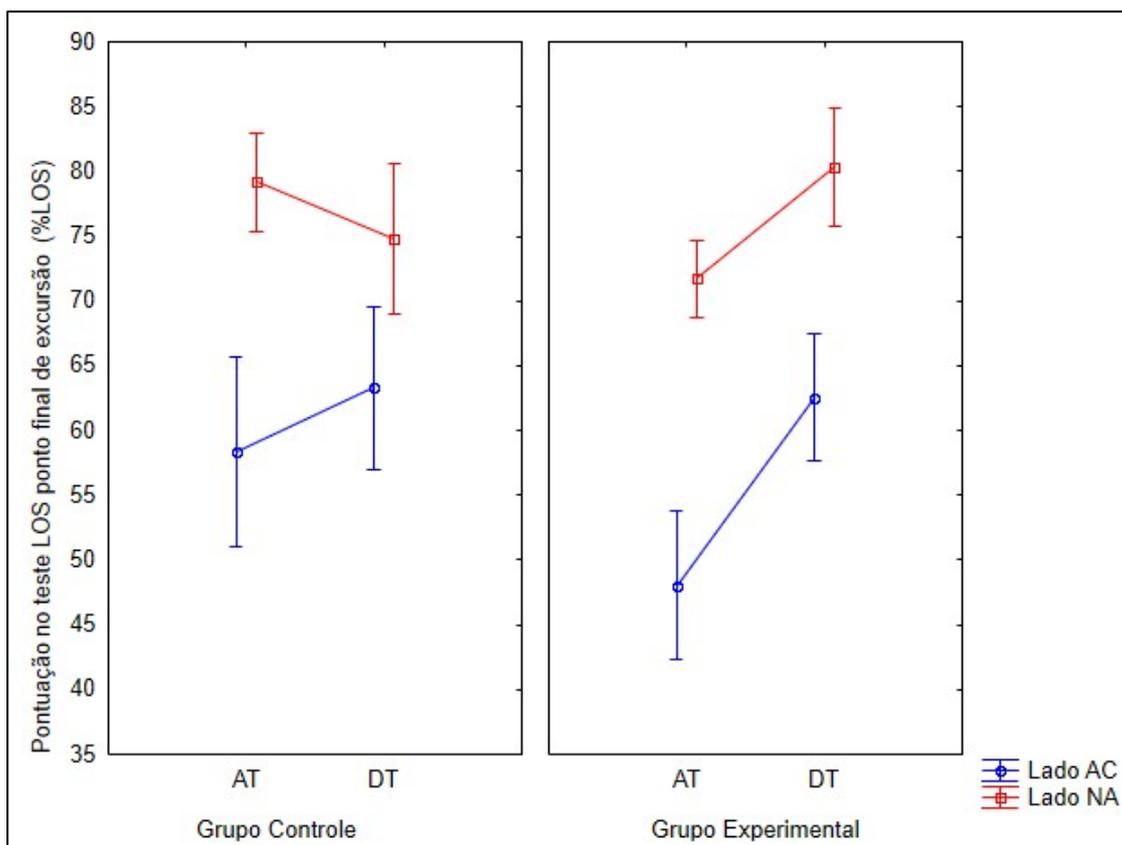


Figura 16- Gráfico da média e erro padrão da pontuação no teste LOS ponto final de excursão para os grupos controle e experimental e lado acometido (AC) e não acometido (NA) expressos em % do LOS, antes do treinamento (AT) e depois do treinamento (DT)

A ANOVA-MR para a pontuação no teste LOS excursão máxima no lado acometido e não acometido não apresentou efeito significativo de grupo, avaliação ou interação entre estes, apresentando apenas efeito de lado (ANOVA:  $F(1,29)=27,80$ ,  $p=0,00001$ ,  $ES=0,99$ ; figura 17), confirmado pelo pós-teste de Tukey ( $p=0,0001$ ), mostrando, como o esperado, uma excursão máxima inferior para o lado acometido em comparação ao lado não acometido.

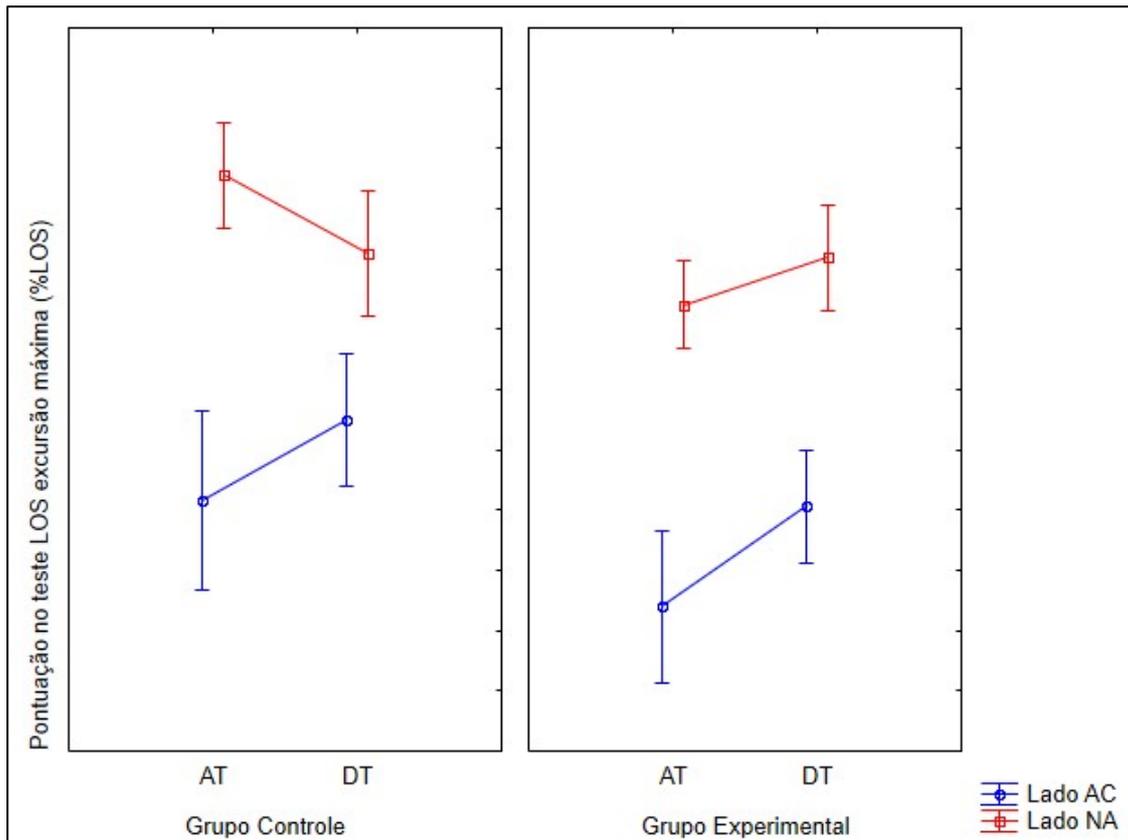


Figura 17- Gráfico da média e erro padrão da pontuação no teste LOS excursão máxima para os grupos controle e experimental e lado acometido (AC) e não acometido (NA) expressos em % do LOS, antes do treinamento (AT) e depois do treinamento (DT)

Portanto, não foram encontradas evidências sobre a generalização dos ganhos obtidos nos jogos para nenhum dos quatro testes de equilíbrio utilizados, a despeito dos diferentes níveis de similaridade das características motoras envolvidas nos testes e jogos treinados.

## 5. DISCUSSÃO

Dentre as sequelas crônicas do AVC, as alterações de equilíbrio decorrentes da assimetria no controle postural associadas à hemiplegia, levam a importantes restrições da funcionalidade e independência dos pacientes. Na busca por formas mais eficientes de recuperar a simetria no controle postural, a RV tem surgido como nova promessa, a medida que oferece vários fatores que podem propiciar a reorganização das respostas posturais. Entretanto, considerando-se a complexidade do controle postural, as evidências objetivas de que de fato se pode generalizar os ganhos obtidos nesse tipo de treinamento para o controle postural em ambiente real são escassas.

Assim, com o propósito de contribuir para a melhor elucidação do potencial terapêutico desse tipo de treinamento, o presente estudo investigou a generalização dos ganhos obtidos em treinamento de equilíbrio em RV para o controle postural em ambiente real, avaliado por meio de testes quantitativos de equilíbrio em plataforma de força. A hipótese inicial era de que, em razão da grande similaridade entre os deslocamentos corporais treinados nos jogos e os avaliados pelos testes selecionados, a generalização dos ganhos seria possível. Os resultados obtidos demonstraram que os pacientes, a despeito de suas limitações motoras, foram capazes de melhorar de forma significativa o desempenho nos cinco jogos treinados, entretanto, não foram capazes de generalizar esses ganhos para os testes de equilíbrio em ambiente real, contrariando a hipótese inicial do estudo.

A partir destes resultados podemos considerar quatro possíveis explicações que justificam a não obtenção da generalização.

A primeira alternativa para explicar a ausência de generalização seria que o volume de treinamento foi insuficiente para proporcionar ganhos expressivos que pudessem ser generalizados. De fato, a maioria dos estudos que mostraram generalização dos ganhos obtidos em treinamentos em RV para testes quantitativos em plataforma de força, envolveram um número superior de sessões de treinamento em comparação ao presente estudo – entre nove e 16 sessões (Kim et al., 2009; Yang et al., 2011; Barcala et al., 2013; Rajaratnam et al., 2013; Omiyale et al., 2014). Contudo, considerando

que a generalização é considerada o produto final do processo de aprendizagem, ou seja, ocorre após a consolidação dos ganhos na tarefa treinada (Censor et al., 2013), a primeira premissa para a ocorrência da generalização seria evidências de aprendizagem nos jogos. Embora estudos prévios de Ioffe et al. (2006 e 2010) mostraram que pacientes com sequelas de AVC apresentaram curva de aprendizado mais lenta quando comparados a pacientes saudáveis, a análise do desempenho dos pacientes nos jogos treinados no presente estudo demonstrou indiscutivelmente que os pacientes foram capazes de melhorar o desempenho em tarefa de RV. Em três dos cinco jogos analisados (*Basic Step*, *Torso Twist* e *Tilt City*), houve melhora significativa do desempenho entre a primeira e segunda sessão do treino, seguida por uma estabilização do desempenho entre a segunda e terceira sessões, indicando que os mesmos atingiram a assíntota na curva de aprendizagem. Já nos outros dois jogos, os pacientes demonstraram melhora do desempenho entre todas as sessões para o jogo *Table Tilt* e apenas entre a primeira e terceira sessão para o jogo *Penguin Slide*. Baseados nesses resultados, acreditamos não haver evidências que sustentem que o volume de treino tenha sido insuficiente para consolidar a aprendizagem nos jogos, sendo os ganhos obtidos nos jogos suficientemente robustos para serem generalizados.

Além disso, diferentes estudos encontraram resultados de melhora no equilíbrio (Orrell et al., 2006, Gray et al., 2012; Dumont et al., 2015) e marcha (Bonnyaud et al., 2013; Bonnyaud et al., 2014; Savin et al., 2014) após sessão única de treinamento motor em ambiente real em pacientes com AVC. Há, portanto, evidências na literatura de que, apesar da complexidade do controle postural e das deficiências decorrentes do AVC, é possível acontecer consolidação e generalização de ganhos mesmo após uma única sessão de treino de equilíbrio.

Finalmente, o esquema de treinamento selecionado no presente estudo está de acordo com diversos estudos anteriores que investigaram fases de aquisição de uma nova habilidade motora e objetivam avaliar de forma mais específica aspectos da aprendizagem motora como a generalização entre tarefas (Hanlon, 1996; Karni et al., 1998; Doyon e Benali, 2005; Krakauer,

2006; Orrell et al., 2006; Censor et al., 2012; Elion et al., 2015) e conforme explicitado anteriormente o maior número de sessões poderia levar a melhora de fatores periféricos que dificultariam a avaliação direta e isolada da generalização (Oliveira et al., 2015).

A segunda explicação possível é referente às diferenças entre os contextos de treinamento e de avaliação, que poderiam ter impedido a generalização. Isso porque a generalização, além de depender da consolidação da aprendizagem da tarefa treinada, depende da similaridade entre os componentes da tarefa treinada e a tarefa a ser beneficiada pela generalização, ou seja, quanto maior as características partilhadas, melhor o potencial de generalização (Krakauer, 2006; Censor, 2013). Acreditamos que do ponto de vista motor, os testes selecionados compartilhem um grande número de características com as tarefas treinadas. Além da similaridade entre a direção dos deslocamentos corporais (maiores detalhes, rever Tabela 2), em ambas as situações os pacientes recebiam realimentação visual e auditiva que os auxiliavam a guiar o seu desempenho e mantinham um foco de atenção externo, fatores considerados facilitadores de desempenho (Boyd e Winstein, 2001; Orrell et al., 2006; Pohl e McDowd, 2006; Wulf et al., 2015). Entretanto, não podemos desconsiderar as diferenças entre o treino em ambiente virtual e os testes em ambiente real como o nível de motivação, engajamento atento e controle motor mais automático, à medida que o foco de atenção está em atingir a melhor pontuação do jogo. Em 2015 Yatar e Yildirim discutiram o fato de que o treino com a ferramenta NWF, embora seja específico à tarefa, não é similar às atividades de vida diária. Vários estudos têm discutido as dificuldades de generalização dos ganhos obtidos em RV para tarefas reais, não só para habilidades motoras, como também para habilidades cognitivas, sendo este considerado o principal obstáculo para a validação deste tipo de treinamento como ferramenta de reabilitação (Elion et al., 2015; Naumann et al., 2015). De fato, estudos recentes que propuseram estratégias para melhorar a simetria na descarga de peso dentro da própria tarefa (Aruin et al., 2012; Savin et al., 2014) mostraram um alto potencial de generalização. Na nossa opinião, o confronto entre os resultados desses diferentes tipos de treinamento deve ser

considerado no processo de seleção das estratégias de treinamento mais eficientes para a recuperação da simetria no controle postural.

A terceira possibilidade a ser discutida como possível explicação dos resultados é que a real barreira para a generalização dos ganhos seria a alta complexidade dos processos envolvidos no controle postural. De fato, o controle postural, incluindo o controle do equilíbrio, depende da eficiência de diversas funções em diferentes níveis do sistema nervoso como registro e integração aferente, seleção de estratégias mais eficientes, ativação e inibição de motoneurônios, e do sistema musculoesquelético com ativação e inibição de contração muscular (Schumway-Cook e Woolacott, 2003; Horak et al., 2009). Todos esses processos devem ainda acontecer de forma coordenada e dentro de um tempo adequado ideal para serem eficientes (Schumway-Cook e Woolacott, 2003; Horak, 2006). O mais importante do ponto de vista da reabilitação é que esse processo é suscetível a modificações pela experiência, ou seja, é suscetível a aprendizagem (Kim et al., 2009; Aruin et al., 2012; Gray et al., 2012; Tsaklis et al., 2012; Elion et al., 2015; Golliwas et al., 2015; Valle et al., 2015; van Dieën et al., 2015; Vearrier et al. em 2015). Assim, a reabilitação do controle postural e de equilíbrio tem se pautado na premissa que expor o paciente a situações que desafiem o seu controle postural e equilíbrio de forma repetitiva e progressiva proporcionando aumento na eficiência das respostas (Winstein et al., 2016). Dentro dessa diretriz, o treino proposto no presente estudo proporcionou condições repetitivas e desafiadoras para o equilíbrio dos pacientes, dentro de uma tarefa motivadora, com alto engajamento atento e frequência de feedback externo, fatores considerados facilitadores do processo de aprendizagem (Holdem, 2005; Krakauer, 2006; Cano-de-la-Cuerda et al., 2014; Wulf et al., 2014; Darekar et al., 2015). Além disso, fatores como tempo de reposta, considerado um importante limitante para o equilíbrio em AVC e coordenação de respostas posturais e movimentos de membros superiores (Slijper et al., 2002; Geurts et al., 2005; Garland et al., 2009), foram treinados pelos diferentes jogos que exigiam deslocamentos em velocidade e direção variadas, alguns associados a movimentos de membros superiores. Outro fator favorável ao treinamento do controle postural e de equilíbrio, de natureza predominantemente automática, dependente de pouca

supervisão atenta, foi a divisão de atenção imposta pelos jogos, à medida que o paciente deveria manter sua atenção no ambiente virtual, no qual a tarefa a ser realizada é apresentada, e simultaneamente realizar o controle dos movimentos corporais em ambiente real, controlando seu avatar (Horak, 2006; Lee et al., 2015). Em síntese, na nossa opinião é plausível supor que somados, todos esses fatores não só suportem, mas potencializem o papel da RV para o aperfeiçoamento do controle postural e de equilíbrio em comparação a treinamentos menos desafiadores. Em contraposição a esse argumento, vale ressaltar que em um estudo com o objetivo e desenho similares ao presente estudo, com treino de equilíbrio em RV em indivíduos jovens e saudáveis, também não foram encontradas evidências de generalização (Elion et al., 2015). É verdade que, considerando-se que não é esperado que jovens saudáveis tenham deficiências no controle postural e de equilíbrio, talvez o treinamento não tenha sido suficientemente desafiador para desencadear aprimoramento nas respostas, contrastando como o presente estudo, no qual a presença das sequelas crônicas no AVC, tornou o treinamento desafiador para os pacientes. Em síntese, considerando-se esse conjunto de resultados, a despeito de todas as evidências sobre os potenciais benefícios no treino em RV para aperfeiçoamento do controle postural e de equilíbrio, na nossa opinião são necessários mais estudos para validar esse tipo de treinamento como estratégia de reabilitação.

Finalmente, como possibilidade final para explicar os nossos resultados, devemos considerar que a melhora no desempenho nos jogos tenha ocorrido pelo desenvolvimento de mecanismos compensatórios e não por melhora do controle postural de fato, ou seja, os pacientes no propósito de alcançarem uma maior pontuação nos jogos, desenvolveram movimentos compensatórios eficientes para controlar o avatar na perseguição do objetivo do jogo, mas que não foram eficientes para aprimorar o controle postural e de equilíbrio no principal aspecto avaliado pelo presente estudo, a simetria em tarefas dinâmicas em ortostatismo. As sequelas crônicas no AVC como paresia, fraqueza muscular e hipertonia, além do desuso aprendido, dificultam o recrutamento do lado acometido. Em resposta, há uma tendência em priorizar o recrutamento do lado preservado (Krakauer, 2006; Levin et al., 2009).

Estudos com imageamento cerebral tem confirmado esse desequilíbrio na atividade entre o hemisfério cerebral são e o lesado (Rossini et al., 2003; Fregni e Pascual-Leone, 2006; Madhavan et al., 2010). Terapias como a denominada de contensão para membros superiores tem usado essa premissa como pilar (Kwakkel et al., 2015). No nosso estudo, na primeira sessão de treinamento, houve a intensa intervenção do fisioterapeuta no sentido de garantir que os movimentos utilizados para controlar o avatar fossem de fato simétricos, evitando-se movimentos compensatórios do lado preservado. Entretanto, após a primeira sessão, os pacientes ficaram livres para controlarem o avatar da forma que entendessem como mais eficiente e, motivados pelo jogo, podem ter priorizado o recrutamento do lado não acometido. Isso poderia explicar porque, a despeito da melhora na pontuação do jogo, não houve de fato melhora na simetria do controle postural. Se contrapõe a esse argumento o fato de não ter havido nem melhora nem piora na simetria, o que poderia ser esperado caso a melhora nos jogos tivesse se dado fundamentalmente por estratégias compensatórias. Como já apresentado nesse estudo, a utilização de sistemas recreativos comercializados em larga escala tem como vantagem o baixo custo, fácil acesso e portabilidade, aspectos importantes para o amplo uso clínico (Saposnik et al., 2010). Entretanto, não são capazes de controlar as estratégias utilizadas para o controle do avatar (Yatar et al., 2015), diferentemente de alguns sistemas desenvolvidos para a reabilitação, nos quais o controle dos movimentos corporais envolvidos é mais preciso, mas apresentam custos elevado e menor portabilidade. Assim, na nossa opinião, a presença e intervenção ativa do fisioterapeuta garantindo que os propósitos terapêuticos estejam sendo alcançados é imprescindível para evitar que o desempenho nos jogos desse tipo de sistema aconteça por movimentos compensatórios. Novos estudos são necessários para investigar como a intervenção do fisioterapeuta durante o jogo pode modificar os resultados terapêuticos obtidos.

### 5.1. LIMITAÇÕES

Tratou-se de um estudo unicêntrico, de pacientes que tiveram acesso ao serviço de Fisioterapia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Além disso, utilizamos os dados processados fornecidos pelo software da plataforma de força *Balance Master*<sup>®</sup>. Embora não seja a melhor forma de análise desses dados outros estudos na literatura também utilizaram dados processados de plataformas de força para análise do equilíbrio de paciente com AVC (Aruin et al., 2012; Hung et al., 2014; Goliwas et al., 2015).

### 5.2. IMPLICAÇÕES CLÍNICAS

Os resultados desse estudo evidenciam que embora o uso de RV esteja em evidência como proposta terapêutica para pacientes com sequelas de AVC não há comprovação da generalização dos ganhos obtidos nessa terapia para tarefas similares em ambiente real. Portanto, após esse estudo recomendamos que essa ferramenta seja utilizada com cautela na reabilitação do equilíbrio em pacientes com sequelas crônicas de AVC. Além disso, até o momento as evidências mostram que faz-se necessária a presença do fisioterapeuta durante a execução dos jogos evitando-se o uso de estratégias compensatórias dos pacientes na execução dos videogames para fins comerciais.

## **6. CONCLUSÃO**

Os resultados do presente estudo apontam para ausência de generalização dos ganhos obtidos em realidade virtual para ambientes real de treinamento de equilíbrio de pacientes com sequelas crônicas de AVC.

## 7. ANEXOS

### 7.1. ANEXO 1 – ESCALA FUGL-MEYER

<b>V. FUNÇÃO MOTORA MEMBRO INFERIOR:</b>						0 – sem atividade reflexa
<b>Motricidade Reflexa:</b>						2 – atividade reflexa pode ser avaliada (4)
1- Aquileu						
2- Patelar						
<b>3- Motricidade reflexa:</b>						0 – 2 ou 3 reflexos estão marcadamente hiperativos
patelar e aquileu / adutor						1 – 1 reflexo esta hiperativo ou 2 estão vivos
						2 – não mais que 1 reflexo esta vivo (2)
<b>Sinergia flexora:</b>						
DD	4- flexão quadril					<b>0 – tarefa não pode ser realizada*</b> <b>1 – tarefa pode ser realizada parcialmente</b> <b>2 – tarefa é realizada perfeitamente</b> Pont. máx: (6)
	5- joelho					
	6- dorsiflexão					
<b>Sinergia extensora: (inicia em tríplice)</b>						
DD	7- extensão de quadril					<b>0 – tarefa não pode ser realizada*</b> <b>1 – tarefa pode ser realizada parcialmente</b> <b>2 – tarefa é realizada perfeitamente</b> Pont max: (8)
	8- adução de quadril					
	9- extensão de joelho					
	10- flexão plantar					
<b>Mov. com e sem sinergias:</b>						
SENTADO	11- a partir de leve extensão de joelho, realizar uma flexão de joelho além de 90°.					<b>11) 0 – sem movimento ativo</b> <b>1 – o joelho pode ativamente ser fletido até 90° (palpar os tendões dos flexores do joelho)</b> <b>2 – o joelho pode ser fletido além de 90°</b> <b>12) 0 – tarefa não pode ser realizada*</b> <b>1 – tarefa pode ser realizada parcialmente</b> <b>2 – tarefa é realizada perfeitamente</b>
	12- dorsiflexão de tornozelo					<b>13) 0 – o joelho não pode ser fletido se o quadril não é fletido simultaneamente</b> <b>1 – inicia flexão de joelho sem flexão do quadril, porém não atinge os 90° de flexão de joelho ou flete o quadril durante o término do movimento.</b> <b>2 – a tarefa é realizada completamente</b>
EM PÉ	13- quadril a 0°, realizar a flexão de joelho mais que 90°					<b>14) 0 – tarefa não pode ser realizada*</b> <b>1 – tarefa pode ser realizada parcialmente</b> <b>2 – tarefa é realizada perfeitamente</b>  Pont. máx:(8)
	14- dorsiflexão do tornozelo					
<b>VI. COORDENAÇÃO./ VELOCIDADE MI:</b>						
15) tremor						15) 0 – tremor marcante/ 1 – tremor leve/ 2 – sem tremor
16) dismetria						16) 0 – dismetria marcante/ 1 – dismetria leve/ 2 – sem dismetria
17) velocidade (calcanhar-joelho 5 vezes)						17) 0 – 6 seg. mais lento que o lado não afetado/ 1 – 2 a 5 seg. mais lento que o lado afetado/ 2 – menos de 2 segundos de diferença Pont. máx: (6)
						<b>ESCORE:</b>

## 7.2. ANEXO 2 – ESCALA DE RASTREIO COGNITIVO MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT (MOCA)

MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT (MOCA) Versão Experimental Brasileira		Nome: _____	Data de nascimento: ____/____/____																		
		Escolaridade: _____	Data de avaliação: ____/____/____																		
		Sexo: _____	Idade: _____																		
<b>VISUOESPACIAL / EXECUTIVA</b>																					
	<p>Copiar o cubo</p>	<p>Desenhar um RELÓGIO (onze horas e dez minutos) (3 pontos)</p>	Pontos																		
[ ] [ ] [ ] [ ] [ ]	[ ] [ ] [ ] [ ] [ ]	[ ] [ ] [ ] [ ] [ ]	Contorno [ ] Números [ ] Ponteiros [ ]	___5																	
<b>NOMEAÇÃO</b>																					
[ ]	[ ]	[ ]	___3																		
<b>MEMÓRIA</b>	<p>Leia a lista de palavras, o sujeito de repeti-la, faça duas tentativas. Evocar após 5 minutos.</p>	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Rosto</th> <th>Veludo</th> <th>Igreja</th> <th>Margarida</th> <th>Vermelho</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>1ª tentativa</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>2ª tentativa</td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>		Rosto	Veludo	Igreja	Margarida	Vermelho	1ª tentativa						2ª tentativa						Sem Pontuação
	Rosto	Veludo	Igreja	Margarida	Vermelho																
1ª tentativa																					
2ª tentativa																					
<b>ATENÇÃO</b>	<p>Leia a sequência de números (1 número por segundo)</p>	<p>O sujeito deve repetir a sequência em ordem direta [ ] 2 1 8 5 4</p> <p>O sujeito deve repetir a sequência em ordem indireta [ ] 7 4 2</p>		___2																	
	<p>Leia a série de letras. O sujeito deve bater com a mão (na mesa) cada vez que ouvir a letra "A". Não se atribuem pontos se ≥ 2 erros.</p>	[ ] F B A C M N A A J K L B A F A K D E A A A J A M O F A A B		___1																	
	<p>Subtração de 7 começando pelo 100 [ ] 93 [ ] 86 [ ] 79 [ ] 72 [ ] 65</p> <p>4 ou 5 subtrações corretas: 3 pontos; 2 ou 3 corretas: 2 pontos; 1 correta: 1 ponto; 0 corretas: 0 ponto</p>			___3																	
<b>LINGUAGEM</b>	<p>Repetir: Eu somente sei que é João quem será ajudado hoje. [ ]</p>	<p>O gato sempre se esconde embaixo do sofá quando o cachorro está na sala. [ ]</p>		___2																	
	<p>Fluência verbal: dizer o maior número possível de palavras que comecem pela letra F (1 minuto). [ ] _____ (N ≥ 11 palavras)</p>			___1																	
<b>ABSTRAÇÃO</b>	<p>Semelhança p. ex. entre banana e laranja = fruta [ ] trem - bicicleta [ ] relógio - régua</p>			___2																	
<b>EVOCAÇÃO TARDIA</b>	<p>Deve recordar as palavras SEM PISTAS</p>	<table border="1"> <thead> <tr> <th></th> <th>Rosto</th> <th>Veludo</th> <th>Igreja</th> <th>Margarida</th> <th>Vermelho</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td></td> <td>[ ]</td> <td>[ ]</td> <td>[ ]</td> <td>[ ]</td> <td>[ ]</td> </tr> </tbody> </table>		Rosto	Veludo	Igreja	Margarida	Vermelho		[ ]	[ ]	[ ]	[ ]	[ ]	Pontuação apenas para evocação SEM PISTAS	___5					
	Rosto	Veludo	Igreja	Margarida	Vermelho																
	[ ]	[ ]	[ ]	[ ]	[ ]																
<b>OPCIONAL</b>	<p>Pista de categoria</p> <p>Pista de múltipla escolha</p>																				
<b>ORIENTAÇÃO</b>	[ ] Dia do mês [ ] Mês [ ] Ano [ ] Dia da semana [ ] Lugar [ ] Cidade				___6																
<p>© Z. Nasreddine MD www.mocatest.org</p> <p>Versão experimental Brasileira: Ana Luisa Rosas Sarmiento</p> <p>Paulo Henrique Ferreira Bertolucci - José Roberto Wajman</p>		<p>TOTAL</p> <p>Adicionar 1 pt se ≤ 12 anos de escolaridade</p>		___30																	

## 7.3. ANEXO 3 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO****TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO****DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL  
LEGAL****1.**

NOME: :.....  
 DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : ..... SEXO : .M  F   
 DATA NASCIMENTO: ...../...../.....  
 ENDEREÇO..... Nº .....  
 APTO: .....  
 BAIRRO:.....  
 CIDADE .....  
 CEP:.....TELEFONE: DDD (.....) .....

**2.RESPONSÁVEL**

LEGAL .....  
 NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador  
 etc.) .....  
 DOCUMENTO DE IDENTIDADE :.....SEXO: M  F   
 DATA NASCIMENTO.: ...../...../.....  
 ENDEREÇO: .....  
 Nº ..... APTO: .....  
 BAIRRO:.....  
 CIDADE: .....  
 CEP:.....TELEFONE:DDD (.....).....

**DADOS SOBRE A PESQUISA**

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: APRENDIZAGEM MOTORA APÓS TREINAMENTO DE EQUILÍBRIO COM NINTENDO WII FIT® EM PACIENTES COM SEQUELAS CRÔNICAS DE ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

PESQUISADOR : MARIA ELISA PIMENTEL PIEMONTE

CARGO/FUNÇÃO: DOCENTE INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº 12863-F

UNIDADE DO HCFMUSP: DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA,  
 FONOAUDIOLOGIA E TERAPIA OCUPACIONAL

## 2. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO x RISCO MÉDIO   
RISCO BAIXO  RISCO MAIOR

## 3. DURAÇÃO DA PESQUISA : SEIS MESES.

### **FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**

Este estudo tem como objetivo geral avaliar se os pacientes com Acidente Vascular Encefálico melhoram o desempenho em jogos de equilíbrio do videogame Nintendo® Wii Fit *Plus* e se conseguem usar o que aprenderam para uma tarefa parecida que não use o videogame.

Caso o(a) Senhor(a) concorde em participar deste estudo, o(a) Senhor(a) passará por uma avaliação do seu equilíbrio por meio de testes em um equipamento (plataforma de força) realizados por um fisioterapeuta qualificado e treinado. Essa avaliação será repetida após dois dias do treinamento e após 1 semana do treinamento pelo mesmo fisioterapeuta.

Após a avaliação, o(a) Senhor(a) participará de um sorteio para definir qual dos dois tipos de treinamento o(a) Senhor(a) realizará. Um grupo realizará o treinamento de equilíbrio com o videogame e outro grupo receberá orientações gerais sobre posturas e posicionamentos.

Em qualquer um dos tratamentos que o(a) Senhor(a) for sorteado, a possibilidade de riscos é mínima, sendo que, se o(a) Senhor(a) não está acostumado com os exercícios, pode sentir desconfortos mínimos, como, por exemplo, fadiga muscular. O(A) Senhor(a) não terá nenhum risco de quedas, pois estará sempre acompanhado pelo fisioterapeuta.

Embora o objetivo deste estudo seja avaliar como a melhora do desempenho em jogos de equilíbrio em pacientes que tiveram um Acidente Vascular Encefálico, como se trata de um estudo experimental não é possível garantir que o Senhor(a) perceba qualquer melhora. Nós saberemos os possíveis benefícios somente ao final do estudo.

Colocamo-nos a disposição para responder qualquer pergunta ou esclarecer qualquer dúvida sobre o estudo. A pesquisadora principal e orientadora é a fisioterapeuta Maria Elisa Pimentel Piemonte e as pesquisadoras executantes são as fisioterapeutas Camila Souza Miranda e Tatiana de Paula Oliveira, que podem ser localizadas no endereço – Rua Cipotânea, 51 na Cidade Universitária ou pelo telefone (11) 3091-7459. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (CEP-FMUSP): Av. Dr. Arnaldo, 251 - Cerqueira César - São Paulo - SP -21º andar – sala 36- CEP: 01246-000 Tel: 3893-4401/4407 E-mail: [cep.fm@usp.br](mailto:cep.fm@usp.br)

O(A) Senhor(a) tem liberdade de retirar o seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à continuidade das suas atividades aqui neste local.

O(A) Senhor(a) não terá sua identificação revelada, assim como seus dados serão confidenciais, tendo conhecimento somente as pessoas ligadas a este estudo. Toda informação sobre o andamento do estudo será repassada ao Senhor (a), mesmo que estes não sejam favoráveis.

Não haverá despesas pessoais para o(a) Senhor(a) em qualquer fase do estudo e também não haverá compensação financeira relacionada à sua participação. Se houver qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa.

Comprometemo-nos a utilizar os dados coletados somente para este estudo.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo” APRENDIZAGEM MOTORA APÓS TREINAMENTO DE EQUILÍBRIO COM NINTENDO WII FIT<sup>®</sup> EM PACIENTES COM SEQUELAS CRÔNICAS DE

ACIDENTE

VASCULAR

CEREBRAL”

Eu discuti com a Dra. Maria Elisa Pimentel Piemonte sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido, ou no meu atendimento neste Serviço.

-----

Assinatura do paciente/representante  
legal

Data \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

-----

Assinatura da testemunha

Data \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

para casos de pacientes menores de 18 anos, analfabetos, semi-analfabetos ou portadores de deficiência auditiva ou visual.

*(Somente para o responsável do projeto)*

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste paciente ou representante legal para a participação neste estudo.

-----

Assinatura do responsável pelo estudo Data \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_

## 7.4. ANEXO 4 – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

**APROVAÇÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 09/09/2015, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº 355/15 intitulado: **“APRENDIZAGEM MOTORA APÓS TREINAMENTO DE EQUILÍBRIO COM REALIDADE VIRTUAL EM PACIENTES COM SEQUELAS CRÔNICAS DE ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL”** apresentado pelo Departamento de **FISIOTERAPIA, FONOAUDIOLOGIA E TERAPIA OCUPACIONAL**.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar ao CEP-FMUSP, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 466/12, inciso IX.2, letra "c").

**Pesquisador (a) Responsável: Maria Elisa Pimentel Piemonte**  
**Pesquisador (a) Executante: Camila Souza Miranda**

CEP-FMUSP, 09 de Setembro de 2015.

**Prof. Dr. Roger Chanmas**  
**Coordenador**  
**Comitê de Ética em Pesquisa**

## 7.5. ANEXO 5 – ORIENTAÇÕES GRUPO CONTROLE

ORIENTAÇÕES PARA PACIENTES COM AVC –  
FISIOTERAPIA

| DATA RETORNO 1:

DATA RETORNO 2:



Quando for dormir:

1. Deite de lado (com o lado mais fraco para cima), coloque um travesseiro embaixo da cabeça em uma altura que o pescoço não fique torto nem muito dobrado ou esticado.
2. Coloque 1 ou 2 travesseiros entre os joelhos para apoiar a perna fraca
3. Coloque um travesseiro embaixo do braço mais fraco para que ele não fique caído para frente.



Quando sentir cansaço ou dor na coluna

1. Deite de lado com um travesseiro embaixo da cabeça que deixe seu pescoço reto
2. Dobre bem os joelhos
3. Cruze os dedos das mãos e abrace os joelhos puxando as pernas para o peito
4. Fique assim por algum tempo até sentir suas costas relaxarem



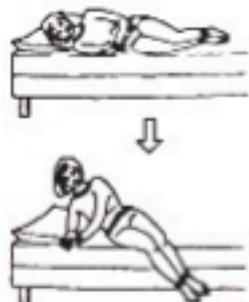
Quando sentir cansaço ou dor na coluna

1. Deite de barriga para cima com o bumbum perto de uma cama, sofá ou cadeira
2. Coloque primeiro uma perna e depois a outra sobre a cama, sofá ou cadeira, com os joelhos dobrados
3. Relaxe bem as costas para apoiá-la no chão
4. Fique assim por algum tempo até sentir suas costas relaxarem



Para relaxar a coluna:

1. Deite de barriga para cima em algo firme (chão ou cama)
2. Dobre as pernas
3. Cruze os dedos das mãos e abrace as duas pernas, tirando os pés do chão
4. Puxe as pernas com a força dos braços levando os joelhos perto da barriga
5. Se for difícil segurar com a mão fraca, abrace as pernas e cruze as mãos na frente
6. Fique assim por 30 segundos



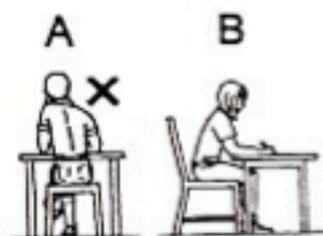
Para levantar da cama:

1. Dobre as pernas o máximo possível, deixando os pés perto do bumbum
2. Vire as duas pernas juntas para o lado que vai levantar (levantar para o lado do corpo que é mais forte)
3. Coloque as duas pernas para fora da cama
4. Apoie o cotovelo do braço que está embaixo na cama
5. Levante, empurrando o corpo com a força do braço apoiado
6. Termine o movimento apoiando bem os dois pés no chão e endireitando o corpo



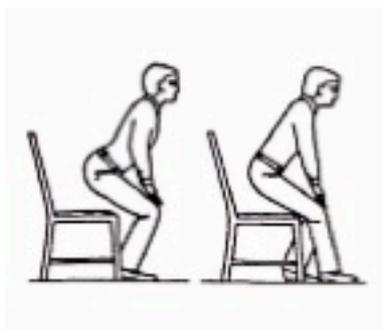
Sentado:

1. De preferência sente em uma cadeira ou poltrona com braço. Evite sofás baixos e moles
2. Os pés precisam ficar bem apoiados no chão. Se a cadeira for alta, coloque um livro debaixo dos pés (não esqueça de tirar quando levantar)
3. Sempre apoie as costas inteiras na cadeira
4. Apoie os cotovelos nos braços da cadeira, principalmente o mais fraco.



Ao sentar em frente a uma mesa:

1. Deixe a cadeira perto da mesa
2. Deixe os cotovelos apoiados na mesa
3. Se a mesa estiver muito alta, coloque uma almofada no assento da cadeira
4. Se a mesa estiver muito baixa coloque livros ou listas telefônicas embaixo dos pés da mesa
5. Deixe os dois pés bem apoiados no chão
6. Deixe o peso distribuído igualmente nos dois lados do bumbum
7. Não deixe o tronco torto nem para frente ou para os lados

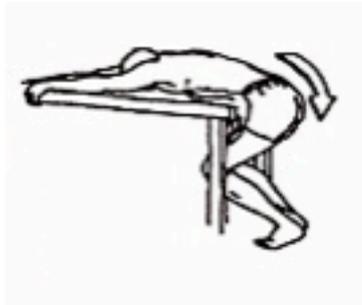


Para levantar de uma cadeira:

1. Primeiro escorregue o bumbum para a ponta da cadeira
2. Depois coloque os pés para trás
3. Coloque as duas mãos apoiadas nos joelhos
4. Incline o corpo para frente
5. Levante, usando o apoio das mãos nos joelhos
6. Estique as pernas até ficar em pé

Para sentar em uma cadeira

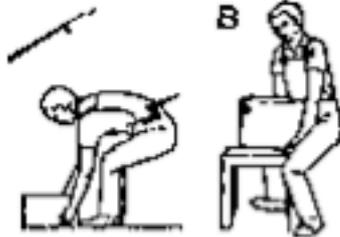
1. Deixe as pernas perto da cadeira
2. Incline o corpo para frente
3. Dobre os joelhos devagar até sentar



Quando sentir dor ou cansaço na parte de baixo das costas:

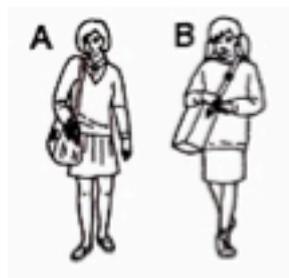
1. Apoie a barriga e o peito em uma mesa com um travesseiro embaixo da barriga
2. Dobre os joelhos, segure na borda da mesa com as mãos (se não conseguir se segurar com o braço fraco o coloque em uma posição que não o machuque)
3. Dobre mais os joelhos e solte o peso do corpo na mesa
4. Fique assim por 30 segundos

Volte devagar, esticando os joelhos e levantando o corpo da mesa com ajuda dos braços



Para levantar um peso do chão:

1. Dobre os joelhos para não forçar a coluna
2. Quando estiver pesado coloque o peso primeiro em uma cadeira e depois termine de levantar



Quando carregar bolsas e mochilas:

1. Não carregue muito peso
2. Use bolsas que tenha a alça que cruze para o outro lado do corpo



- Evite carregar peso
- Sempre prefira usar um carrinho para compras
- Quando não tiver jeito carregue o pacote bem perto do corpo, abraçando bem com um ou dois braços



Para pegar um objeto:

1. Não suba em cadeiras ou bancos
2. Deixe os objetos mais usados em lugares mais baixos
3. Se não tiver jeito peça ajuda

## 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Aruin AS, Hanke T, Chaudhuri G, Harvey R, Rao N. Compelled weightbearing in persons with hemiparesis following stroke: the effect of a lift insert and goal-directed balance exercise. *J Rehabil Res Dev*. 2000;37(1):65-72.

Aruin AS, Rao N, Sharma A, Chaudhuri G. Compelled body weight shift approach in rehabilitation of individuals with chronic stroke. *Top Stroke Rehabil*. 2012;19(6):556-63.

Arya KN, Pandian S, Abhilasha CR, Verma A. Does the motor level of the paretic extremities affect balance in poststroke subjects? *Rehabil Res Pract*. 2014 May 19.

Baehr M, Frotscher M. Suprimentos Sanguíneo e Transtornos Vasculares do Sistema Nervoso Central. In: Duus: Diagnóstico Topográfico em Neurologia. 4<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2008. p. 407-482.

Barcala L, Grecco LA, Colella F, Lucareli PR, Salgado AS, Oliveira CS. Visual biofeedback balance training using wii fit after stroke: a randomized controlled trial. *J Phys Ther Sci*. 2013;25(8):1027-32.

Belgen B, Beninato M, Sullivan PE, Narielwalla, K. The association of balance capacity and falls self-efficacy with history of falling in community-dwelling people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87(4):554-61.

Bensenor IM, Goulart AC, Szwarcwald CL, Vieira ML, Malta DC, Lotufo PA. Prevalence of stroke and associated disability in Brazil: National Health Survey-2013. *Arq Neuropsiquiatr*. 2015;73(9):746-50.

Bianchi-Berthouze N, Kim WW, Patel D. Does Body Movement Engage You More in Digital Game Play? And Why? *ACII*. 2007:102-13.

Bonnyaud C, Pradon D, Zory R, Bussel B, Bensmail D, Vuillerme N, Roche N. Effects of a gait training session combined with a mass on the non-paretic lower limb on locomotion of hemiparetic patients: a randomized controlled clinical trial. *Gait Posture*. 2013b;37(4):627-30.

Bonnyaud C, Zory R, Boudarham J, Pradon D, Bensmail D, Roche N. Effect of a robotic restraint gait training versus robotic conventional gait training on gait parameters in stroke patients. *Exp Brain Res*. 2014;232(1):31-42.

- Bonnyaud C, Zory R, Pradon D, Vuillerme N, Roche N. Clinical and biomechanical factors which predict timed up and down stairs test performance in hemiparetic patients. *Gait Posture*. 2013a;38(3):466-70.
- Bower KJ, Clark RA, Mcginley JL, Martin CL, Miller KJ. Clinical feasibility of the Nintendo Wii™ for balance training post-stroke: a phase II randomized controlled trial in an inpatient setting. *Clin Rehabil*. 2014;28(9):912-23.
- Boyd LA, Winstein CJ. Implicit motor-sequence learning in humans following unilateral stroke: the impact of practice and explicit knowledge. *Neurosci Lett*. 2001(298)1:65-9.
- Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Diretrizes de Atenção à Reabilitação da Pessoa com Acidente Vascular Cerebral. Brasília(DF): Ministério da Saúde; 2013.
- Campbell WW, De Jong: O Exame Neurológico. 6ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. 563 p.
- Cano-De-La-Cuerda R, Molero-Sánchez A, Carratalá-Tejada M, Alguacil-Diego IM, Molina-Rueda F, Miangolarra-Page JC, Torricelli D. Theories and control models and motor learning: clinical applications in neuro-rehabilitation. *Neurologia*. 2015;30(1):32-41.
- Carey LM, Matyas TA. Training of somatosensory discrimination after stroke: facilitation of stimulus generalization. *Am J Phys Med Rehabil*. 2005;84(6):428-42.
- Carr J, Shepherd R. Reabilitação Neurológica: Otimizando o Desempenho Motor. 1ª ed. Barueri: Manole, 2008. 369 p.
- Celinder D, Peoples H. Stroke patients' experiences with Wii Sports® during inpatient rehabilitation. *Scand J Occup Ther*. 2012;19(5):457-63.
- Censor N, Sagi D, Cohen LG. Common mechanisms of human perceptual and motor learning. *Nat Rev Neurosci*. 2012;13(9):658-64.
- Censor N. Generalization of perceptual and motor learning: a causal link with memory encoding and consolidation? *Neuroscience*. 2013;10(250):201-07.
- Chen CL, Chen HC, Wong MK, Tang FT, Chen RS. Temporal stride and force analysis of cane-assisted gait in people with hemiplegic stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(1):43-8.

- Chien CW, Hu MH, Tang PF, Sheu CF, Hsieh CL. A comparison of psychometric properties of the smart balance master system and the postural assessment scale for stroke in people who have had mild stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007 Mar;88(3):374-80.
- Cho KH, Lee JY, Lee KJ, Kang EK. Factors Related to Gait Function in Post-stroke Patients. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(12):1941-4.
- Cho KH, Lee KJ, Song CH. Virtual-reality balance training with a video-game system improves dynamic balance in chronic stroke patients. *Tohoku J Exp Med.* 2012;228(1):69-74.
- Ciou SH, Hwang YS, Chen CC, Chen SC, Chou SW, Chen YL. Balance training using an interactive game to enhance the use of the affected side after stroke. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(12):3855-61.
- Clark RA, Bryant AL, Pua Y, Mccrory P, Bennell K, Hunt, M. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait Posture.* 2010;31(3):307-10.
- Daly JJ, Ruff RL. Construction of efficacious gait and upper limb functional interventions based on brain plasticity evidence and model-based measures for stroke patients. *Scientific World Journal.* 2007;20(7):2031-45.
- Darekar A, Mcfadyen BJ, Lamontagne A, Fung J. Efficacy of virtual reality-based intervention on balance and mobility disorders post-stroke: a scoping review. *J Neuroeng Rehabil.* 2015;12(46):1-14.
- Deutsch JE, Brettler A, Smith C, Welsh J, John R, Guarrera-Bowlby P, Kafri M. Nintendo wii sports and wii fit game analysis, validation, and application to stroke rehabilitation. *Top Stroke Rehabil.* 2011;18(6):701-19.
- Dipietro L, Krebs HI, Fasoli SE, Volpe BT, Hogan N. Submovement changes characterize generalization of motor recovery after stroke. *Cortex.* 2009;45(3):318-24.
- Doyon J, Benali H. Reorganization and plasticity in the adult brain during learning of motor skills. *Curr Opin Neurobiol.* 2005;15(2):161-7.
- Dumont AJ, Araujo MC, Lazzari RD, Santos CA, Carvalho DB, Franco de Moura RC, Ferreira LA, Galli M, Oliveira CS. Effects of a single session of transcranial direct current stimulation on static balance in a patient with hemiparesis: a case study. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(3):955-8.

- Elion O, Sela I, Bahat Y, Siev-Ner I, Weiss PL, Karni, A. Balance maintenance as an acquired motor skill: Delayed gains and robust retention after a single session of training in a virtual environment. *Brain Res.* 2015;1609:54-62.
- Emanuel M, Jarus T, Bart O. Effect of focus of attention and age on motor acquisition, retention, and transfer: a randomized trial. *Phys Ther.* 2008;88(2):251-60.
- Emberson J, Lees KR, Lyden P, Blackwell L, Albers G, Bluhmki E, et al. Effect of treatment delay, age, and stroke severity on the effects of intravenous thrombolysis with alteplase for acute ischaemic stroke: a meta-analysis of individual patient data from randomised trials. *Lancet.* 2014;384,9958(1929-35).
- Feigin VL, Lawes CM, Bennett DA, Barker-Collo SL, Parag V. Worldwide stroke incidence and early case fatality reported in 56 population-based studies: a systematic review. *Lancet Neurol.* 2009;8(4):355-69.
- Fregni FMDP, Pascual-Leone AMDP. Hand Motor Recovery After Stroke: Tuning the Orchestra to Improve Hand Motor Function. *Cognitive and Behavioral Neurology.* 2006; 33:21.
- Fritz SL, Peters DM, Merlo AM, Donley J. Active video-gaming effects on balance and mobility in individuals with chronic stroke: a randomized controlled trial. *Top Stroke Rehabil.* 2013;20(3):218-25.
- Garland SJ, Gray VL, Knorr S. Muscle activation patterns and postural control following stroke. *Motor Control.* 2009;13(4):387-411.
- Gatica-Rojas V, Méndez-Rebolledo G. Virtual reality interface devices in the reorganization of neural networks in the brain of patients with neurological diseases. *Neural Regen Res.* 2014;9(8):888-96.
- Geurts AC, De Haert M, Van Nes IJ, Duysens, J. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait Posture.* 2005;22(3):267-81.
- Giboin LS, Gruber M, Kramer A. Task-specificity of balance training. *Hum Mov Sci.* 2015;44:22-31.
- Godefroy O, Fickl A, Roussel M, Auribault C, Bugnicourt JM, Lamy C, Canaple S, Petitnicolas G. Is the Montreal Cognitive Assessment superior to the Mini-Mental State Examination to detect poststroke cognitive impairment? A study with neuropsychological evaluation. *Stroke.* 2011;42(6):1712-6.

- Goliwas M, Kocur P, Furmaniuk L, Majchrzycki M, Wiernicka M, Lewandowski J. Effects of sensorimotor foot training on the symmetry of weight distribution on the lower extremities of patients in the chronic phase after stroke. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(9):2925-30.
- Gray VL, Juren LM, Ivanova TD, Garland SJ. Retraining postural responses with exercises emphasizing speed poststroke. *Phys Ther.* 2012;92(7):924-34.
- Hamzat TK, Kobiri A. Effects of walking with a cane on balance and social participation among community-dwelling post-stroke individuals. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2008;44(2):121-6.
- Hanlon RE. Motor learning following unilateral stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77(8):811-5.
- Hendrickson J, Patterson KK, Inness EL, McIlroy WE, Mansfield A. Relationship between asymmetry of quiet standing balance control and walking post-stroke. *Gait Posture.* 2014;39(1):177-81.
- Hiengkaew V, Jitaree K, Chaiyawat P. Minimal detectable changes of the Berg Balance Scale, Fugl-Meyer Assessment Scale, Timed "Up & Go" Test, gait speeds, and 2-minute walk test in individuals with chronic stroke with different degrees of ankleplantarflexor tone. *Arch Phys Med Rehabil.* 2012;93(7):1201-8.
- Holden MK. Virtual environments for motor rehabilitation: review. *Cyberpsychol Behav.* 2005;8(3):187-219.
- Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther.* 2009;89(5):484-98.
- Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing.* 2006;35(2):ii7-ii11.
- Hosp JA, Luft AR. Cortical plasticity during motor learning and recovery after ischemic stroke. *Neural Plast.* 2011:1-9.
- Hubbard IJ, Parsons MW, Neilson C, Carey LM. Task-specific training: evidence for and translation to clinical practice. *Occup Ther Int.* 2009;16(3-4):175-89.
- Hung JW, Chou CX, Hsieh YW, Wu WC, Yu MY, Chen PC, Chang HF, Ding, SE. Randomized comparison trial of balance training by using exergaming and conventional weight-shift therapy in patients with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2014;95(9):1629-37.

Ioffe ME, Chernikova LA, Umarova RM, Katsuba NA, Kulikov MA. Learning postural tasks in hemiparetic patients with lesions of left versus right hemisphere. *Exp Brain Res*. 2010;201(4):753-61.

Ioffe ME, Ustinova KI, Chernikova LA, Kulikov MA. Supervised learning of postural tasks in patients with poststroke hemiparesis, Parkinson's disease or cerebellar ataxia. *Exp Brain Res*. 2006;168(3):384-94.

Jacobs JV, Horak FB. Cortical control of postural responses. *J Neural Transm*. 2007;114(10):1339-48.

Jaffe DL, Brown DA, Pierson-Carey CD, Buckley EL, Lew HL. Stepping over obstacles to improve walking in individuals with poststroke hemiplegia. *J Rehabil Res Dev*. 2004;41(3A):283-92.

Joo LY, Yin TS, Xu D, Thia E, Chia PF, Kuah CWKK, He KK. A feasibility study using interactive commercial off-the-shelf computer gaming in upper limb rehabilitation in patients after stroke. *J Rehabil Med*. 2010;42(5):437-41.

Jung J, Yu J, Kang H. Effects of Virtual Reality Treadmill Training on Balance and Balance Self-efficacy in Stroke Patients with a History of Falling. *J Phys Ther Sci*. 2012;24: 1133-6.

Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM. *Princípios da neurociências*. 4<sup>a</sup> ed. Barueri: Manole, 2003. 1212 p.

Karni A, Meyer G, Rey-Hipolito C, Jezard P, Adams MM, Turner R, Ungerleider LG. The acquisition of skilled motor performance: fast and slow experience-driven changes in primary motor cortex. *Proc Natl Acad Sci USA*. 1998;95(3):861-8.

Kim JH, Jang SH, Kim CS, Jung JH, You JH. Use of virtual reality to enhance balance and ambulation in chronic stroke: a double-blind, randomized controlled study. *Am J Phys Med Rehabil*. 2009;88(9):693-701.

Kim N, Park Y, Lee BH. Effects of community-based virtual reality treadmill training on balance ability in patients with chronic stroke. *J Phys Ther Sci*. 2015;27(3):655-8.

Krakauer JW. Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Curr Opin Neurol*. 2006;19(1):84-90.

Kubicki A, Bonnetblanc F, Petrement G, Mourey F. Motor-prediction improvements after virtual rehabilitation in geriatrics: frail patients reveal

- different learning curves for movement and postural control. *Neurophysiol Clin*. 2014;44(1):109-18.
- Kwakkel G, Veerbeek JM, van Wegen EE, Wolf SL. Constraint-induced movement therapy after. *Lancet Neurol*. 2015;14(2):224-34.
- Lange B, Flynn S, Proffitt R, Chang CY, Rizzo AS. Development of an interactive game-based rehabilitation tool for dynamic balance training. *Top Stroke Rehabil*. 2010;17(5):345-52.
- Langhorne P, Bernhardt J, Kwakkel G. Stroke rehabilitation. *Lancet*. 2011;377,(9778):1693-702.
- Laver K, George S, Thomas S, Deutsch JE, Crotty M. Virtual reality for stroke rehabilitation: an abridged version of a Cochrane review. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2015;51(4):497-506.
- Lee HY, Kim YL, Lee SM. Effects of virtual reality-based training and task-oriented training on balance performance in stroke patients. *J Phys Ther Sci*. 2015;27(6):1883-8.
- Lee YS, Bae SH, Lee SH, Kim KY. Neurofeedback training improves the dual-task performance ability in stroke patients. *Tohoku J Exp Med*. 2015;236(1):81-8.
- Lefebvre S, Laloux P, Peeters A, Desfontaines P, Jamart J, Vandermeeren Y. Dual-tDCS Enhances Online Motor Skill Learning and Long-Term Retention in Chronic Stroke Patients. *Front Hum Neurosci*. 2013;6(343)
- Levac DE, Galvin J. When is virtual reality "therapy"? *Arch Phys Med Rehabil*. 2013;94(4):795-8.
- Levin MF, Kleim JA, Wolf SL. What do motor "recovery" and "compensation" mean in patients following stroke? *Neurorehabil Neural Repair*. 2009;23(4):313-9.
- Liston RA, Brouwer BJ. Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the Balance Master. *Arch Phys Med Rehabil*. 1996;77(5):425-30.
- Liu KP, Chan CC, Wong RS, Kwan IW, Yau CS, Li LS, Lee TM. A randomized controlled trial of mental imagery augment generalization of learning in acute post stroke patients. *Stroke*. 2009;40(6):2222-5.

Lloréns R, Alcañiz M, Colomer C, Navarro MD. Balance recovery through virtual stepping exercises using Kinect skeleton tracking: a follow-up study with chronic stroke patients. *Stud Health Technol Inform*. 2012;181:108-12.

Lloréns R, Gil-Gómez JA, Alcañiz M, Colomer C, Noé E. Improvement in balance using a virtual reality-based stepping exercise: a randomized controlled trial involving individuals with chronic stroke. *Clin Rehabil*. 2015;29(3):261-8.

Lotufo PA, Benseñor IM. Stroke mortality in Brazil: one example of delayed epidemiological cardiovascular transition. *Int J Stroke*. 2009;4(1): 40-1.

Madhavan, S., Rogers, L. M., & Stinear, J. W. A paradox: after stroke, the non-lesioned lower limb motor cortex may be maladaptive. *European Journal of Neuroscience*. 2010;32:1032-9.

Maki T, Quagliato EMAB, Cacho EWA, Paz LPS, Nascimento NH, Inoue MMEA, Viana MA. Estudo de confiabilidade da aplicação da escala de Fugl-Meyer no Brasil. *Rev bras fisioter*. 2006;10(2):177-83.

Mansfield A, Inness EL, Lakhani B, McIlroy WE. Determinants of limb preference for initiating compensatory stepping poststroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012;93(7):1179-84.

Marigold DS, Eng JJ. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait Posture*. 2006;23(2):249-55.

Mcewen D, Taillon-Hobson A, Bilodeau M, Sveistrup H, Finestone H. Virtual reality exercise improves mobility after stroke: an inpatient randomized controlled trial. *Stroke*. 2014;45(6):1853-5.

Mirelman A, Bonato P, Deutsch JE. Effects of training with a robot-virtual reality system compared with a robot alone on the gait of individuals after stroke. *Stroke*. 2008;40(1):169-74.

Mirelman A, Patrilli BL, Bonato P, Deutsch JE. Effects of virtual reality training on gait biomechanics of individuals post-stroke. *Gait Posture*. 2010;31(4):433-7.

Mohapatra S, Eviota AC, Ringquist KL, Muthukrishnan SR, Aruin AS. Compelled Body Weight Shift Technique to Facilitate Rehabilitation of Individuals with Acute Stroke. *ISRN Rehabil*. 2012 May 1.

Morone G, Tramontano M, Iosa M, Shofany J, Iemma A, Musicco M, Paolucci S, Caltagirone C. The efficacy of balance training with video game-based therapy

in subacute stroke patients: a randomized controlled trial. *Biomed Res Int*. 2014 May 5.

Mouawad MR, Doust CG, Max MD, McNulty PA. Wii-based movement therapy to promote improved upper extremity function post-stroke: a pilot study. *J Rehabil Med*. 2011;43(6):527-33.

Muehlbauer T, Besemer C, Wehrle A, Gollhofer A, Granacher U. Relationship between strength, power and balance performance in seniors. *Gerontology*. 2012;58(6):504-12.

Muratori LM, Lamberg EM, Quinn L, Duff SV. Applying principles of motor learning and control to upper extremity rehabilitation. *J Hand Ther*. 2013;26(2):94-102.

Naumann T, Kindermann S, Joch M, Munzert J, Reiser M. No transfer between conditions in balance training regimes relying on tasks with different postural demands: Specificity effects of two different serious games. *Gait Posture*. 2015;41(3):774-9.

Neil A, Ens S, Pelletier R, Jarus T, Rand D. Sony PlayStation EyeToy elicits higher levels of movement than the Nintendo Wii: implications for stroke rehabilitation. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2013;49(1):13-21.

NeuroCom<sup>®</sup>. Balance Master<sup>®</sup> System Operator's Manual. Versão 8.2. Clackamas, OR. 2004.

Oliveira T, Miranda C, Gouvêa J, Perez D, Pasqual A, Piemonte M. Balance Training in Virtual Reality in Patients with Chronic Sequels of Stroke: Effects on ICF Domains. *Preliminary Data Proceeding of the 3rd 2015 Workshop on ICTs for improving Patients Rehabilitation Research Techniques*. 2015:96-9 .

Omiyale O, Crowell CR, Madhavan S. Effect of wii-based balance training on corticomotor excitability post stroke. *J Mot Behav*. 2015;47(3):190-200.

Orrell AJ, Eves FF, Masters, R.S. Motor learning of a dynamic balancing task after stroke: implicit implications for stroke rehabilitation. *Phys Ther*. 2006;86(3): 369-80.

Palluel-Germain R, Jax SA, Buxbaum LJ. Visuo-motor gain adaptation and generalization following left hemisphere stroke. *Neurosci Lett*. 2011;498(3):222-6.

- Park DS, Lee G. Validity and reliability of balance assessment software using the Nintendo Wii balance board: usability and validation. *J Neuroeng Rehabil*. 2014;11(99).
- Passos VM, Ishitani LH, Franco GC, Lana GC, Abreu DM, Marinho M de F, França EB. Consistent declining trends in stroke mortality in Brazil: mission accomplished? *Arq Neuropsiquiatr*. 2016;74(5):376-81.
- Pienciak-Siewert A, Barletta AJ, Ahmed AA. Transfer of postural adaptation depends on context of prior exposure. *J Neurophysiol*. 2014;111(7):1466-78.
- Pohl PS, McDowd JM, Filion D, Richards LG, Stiers W. Implicit learning of a motor skill after mild and moderate stroke. *Clin Rehabil*. 2006;20(3):246-53.
- Raffin CN. Acidente Vascular Cerebral Isquêmico Carotídeo. In: Melo-Souza SE. Tratamento das Doenças Neurológicas. 3<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013. p. 144-148.
- Rajaratnam BS, Gui Kaien J, Lee Jialin K, Sweesin K, Sim Fenru S, Enting L, Ang Yihsia E, Keathwee N, Yunfeng S, Woo Yinghowe W, Teo Siaoting S. Does the Inclusion of Virtual Reality Games within Conventional Rehabilitation Enhance Balance Retraining after a Recent Episode of Stroke? *Rehabil Res Pract*. 2013:649561.
- Rodriguez GM, Aruin AS. The effect of shoe wedges and lifts on symmetry of stance and weight bearing in hemiparetic individuals. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83(4):478-82.
- Rossini PM, Calautti C, Pauri F, Baron J. Post-stroke plastic reorganisation in the adult brain. *Lancet Neurology*. 2003;2:493-502.
- Sacco RL. Patogênese, Classificação e Epidemiologia das Doenças Vasculares Cerebrais. In: Rowland LP. Merrit: Tratado de Neurologia. 10<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002, p. 184-195.
- Saposnik G, Del Brutto OH, Iberoamerican Society Of Cerebrovascular Diseases. Stroke in South America: a systematic review of incidence, prevalence, and stroke subtypes. *Stroke*. 2003;34(9):2103-7.
- Saposnik G, Mamdani M, Bayley M, Thorpe KE, Hall J, Cohen LG, Teasell R, Evrest Steering Committee; EVREST Study Group For The Stroke Outcome Research Canada Working Group. Effectiveness of Virtual Reality Exercises in Stroke Rehabilitation (EVREST): rationale, design, and protocol of a pilot

randomized clinical trial assessing the Wii gaming system. *Int J Stroke*. 2010;5(1):47-51.

Savin DN, Morton SM, Whittall J. Generalization of improved step length symmetry from treadmill to overground walking in persons with stroke and hemiparesis. *Clin Neurophysiol*. 2014;125(5):1012-20.

Schaefer SY, Lang CE. Using dual tasks to test immediate transfer of training between naturalistic movements: a proof-of-principle study. *J Mot Behav*. 2012;44(5):313-27.

Schaefer SY, Patterson CB, Lang CE. Transfer of training between distinct motor tasks after stroke: implications for task-specific approaches to upper-extremity neurorehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair*. 2013;27(7):602-12.

Schinkel-Ivy A, Inness EL, Mansfield A. Relationships between fear of falling, balance confidence, and control of balance, gait, and reactive stepping in individuals with sub-acute stroke. *Gait Posture*. 2016;43:154-9.

Schumway-Cook A, Woollacott M.H. Controle motor: teorias e aplicações práticas. São Paulo: Manole, 2003. 610p.

Senesac CR, Davis S, Richards L. Generalization of a modified form of repetitive rhythmic bilateral training in stroke. *Hum Mov Sci*. 2010;29(1):137-48.

Slijper H, Latash ML, Rao N, Aruin AS. Task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individuals with hemiparesis. *Clin Neurophysiol*. 2002;113(5):642-55.

Song GB, Park EC. Effect of virtual reality games on stroke patients' balance, gait, depression, and interpersonal relationships. *J Phys Ther Sci*. 2015;27(7):2057-60.

Tasseel-Ponche S, Yelnik AP, Bonan IV. Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiol Clin*. 2015;45(4-5):327-33.

Tsaklis PV, Grooten WJ, Franzén E. Effects of weight-shift training on balance control and weight distribution in chronic stroke: a pilot study. *Top Stroke Rehabil*. 2012;19(1):23-31.

Tyson SF, Hanley M, Chillala J, Selley A, Tallis RC. Balance disability after stroke. *Phys Ther*. 2006;86(1):30-8.

- Tyson SF, Hanley M, Chillala J, Selley AB, Tallis RC. The relationship between balance, disability, and recovery after stroke: predictive validity of the Brunel Balance Assessment. *Neurorehabil Neural Repair*. 2007;21(4):341-6.
- Umphred DA. Reabilitação Neurológica. 5ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009. 1143 p.
- Valle MS, Casabona A, Cavallaro C, Castorina G, Cioni M. Learning Upright Standing on a Multiaxial Balance Board. *PLoS One*. 2015;6;10(11).
- van Dieën JH, van Leeuwen M, Faber GS. Learning to balance on one leg: motor strategy and sensory weighting. *J Neurophysiol*. 2015;114(5):2967-82.
- Vearrier LA, Langan J, Shumway-Cook A, Woollacott M. An intensive massed practice approach to retraining balance post-stroke. *Gait Posture*. 2005;22(2):154-63.
- Viñas-Diz S, Sobrido-Prieto M. Virtual reality for therapeutic purposes in stroke: A systematic review. *Neurologia*. 2016;31(4):255-77.
- Wang TY, Bhatt T, Yang F, Pai YC. Generalization of motor adaptation to repeated-slip perturbation across tasks. *Neuroscience*. 2011;28(180):85-95.
- Wee JY, Hopman WM. Stroke impairment predictors of discharge function, length of stay, and discharge destination in stroke rehabilitation. *Am J Phys Med Rehabil*. 2005;84(8):604-12.
- Wingham J, Adie K, Turner D, Schofield C, Pritchard C. Participant and caregiver experience of the Nintendo Wii Sports™ after stroke: qualitative study of the trial of Wii™ in stroke (TWIST). *Clin Rehabil*. 2015;29(3):295-305.
- Winstein CJ, Stein J, Arena R, Bates B, Cherney LR, Cramer SC, et al. Guidelines for Adult Stroke Rehabilitation and Recovery: A Guideline for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke*. 2016;47(6):98-169.
- Wulf G, Chiviawsky S, Drews R. External focus and autonomy support: two important factors in motor learning have additive benefits. *Hum Mov Sci*. 2015; 40:176-84.
- Wulf G, Freitas HE, Tandy RD. Choosing to exercise more: Small choices increase exercise engagement. *Psychol of Sport and Exerc*. 2014;15:268-71.

Yang S, Hwang WH, Tsai YC, Liu FK, Hsieh LF, Chern JS. Improving balance skills in patients who had stroke through virtual reality treadmill training. *Am J Phys Med Rehabil.* 2011;90(12):969-78.

Yatar GI, Yildirim SA. Wii Fit balance training or progressive balance training in patients with chronic stroke: a randomised controlled trial. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(4):1145-51.

You SH, Jang SH, Kim YH, Hallett M, Ahn SH, Kwon YH, Kim JH, Lee MY. Virtual reality-induced cortical reorganization and associated locomotor recovery in chronic stroke: an experimenter-blind randomized study. *Stroke.* 2005;36(6):1166-71.