Mariana Armando Lourenço

Comparação dos efeitos de um treinamento motor em realidade virtual realizado com e sem intervenção do fisioterapeuta sobre a função motora, o equilíbrio e a marcha de indivíduos com sequelas crônicas de AVE: um ensaio clínico randomizado

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Programa de Ciências da Reabilitação

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Maria Elisa Pimentel Piemonte

São Paulo

2020

Mariana Armando Lourenço

Comparação dos efeitos de um treinamento motor em realidade virtual realizado com e sem intervenção do fisioterapeuta sobre a função motora, o equilíbrio e a marcha de indivíduos com sequelas crônicas de AVE: um ensaio clínico randomizado

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Programa de Ciências da Reabilitação

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Maria Elisa Pimentel Piemonte

São Paulo

2020

Lourenço MA. *Comparação dos efeitos de um treinamento motor em realidade virtual realizado com e sem intervenção do fisioterapeuta sobre a função motora, o equilíbrio e a marcha de indivíduos com sequelas crônicas de AVE: um ensaio clínico randomizado* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2020.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, *Marisa e Paulo*, por serem minha base e meus maiores exemplos, sem os quais nada disso seria possível. Obrigada por todo esforço, apoio e dedicação à minha formação pessoal e profissional, com tanto zelo e amor, ao longo de toda vida.

Ao meu irmão, *Rafael*, por ser meu grande amigo, meu ídolo e parceiro de vida. Obrigada pelos abraços apertados, pelas risadas, por transmitir tranquilidade e por inserir trilha sonora em nossos momentos.

Ao meu amor, *Gabriel*, por ser meu equilíbrio e meu norte. Obrigada por toda ajuda, companheirismo e incansável apoio em todos os momentos, trazendo mais beleza, riso e leveza aos meus dias.

À minha madrinha, *Ivone*, por ser exemplo de força e dedicação. Obrigada pela presença constante e pelo incentivo de sempre, dos primeiros passos até aqui.

Aos pacientes, pelos constantes ensinamentos de persistência, luta e superação. Obrigada por me inspirarem, diariamente, a ser uma pessoa e uma profissional melhor.

AGRADECIMENTOS

À Universidade de São Paulo - por antes ter sido um sonho e, então, uma realidade -, que me propicia, até hoje, tanto aprendizado e crescimento pessoal.

À minha orientadora, *Profª Drª Maria Elisa Pimentel Piemonte*, por todos os ensinamentos desde a graduação até esta importante etapa do mestrado, por ser referência de fisioterapeuta, professora e pesquisadora, e por enriquecer a Fisioterapia com sua sabedoria e dedicação.

Às colegas e parceiras neste trabalho, *Tatiana de Paula Oliveira* e *Camila Souza Miranda*, referências de fisioterapeutas desde minha formação, por todos os ensinamentos e por terem viabilizado, com sua dedicação, cada desafio deste projeto.

Aos colegas de laboratório, pela paciência e parceria em cada etapa.

Aos amigos - de infância, de cada fase da vida, da faculdade, do trabalho... Pelos conselhos, ajuda, acolhida, torcida, apoio, alegria e leveza com que estiveram comigo ao longo de todo esse processo.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

Essa dissertação 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 abreviaturas e siglas	
Lista de figuras	
Lista de tabelas	
Resumo	
Abstract	
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO (AVE)	2
1.2. CONTROLE POSTURAL PÓS-AVE	5
1.3. REABILITAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL PÓS-AVE	10
1.4. REALIDADE VIRTUAL E <i>EXERGAMES</i>	15
1.5. FEEDBACK AUMENTADO E REALIDADE VIRTUAL/ <i>EXERGAMES</i>	21
2. OBJETIVO	25
2.1. HIPÓTESE	25
3. MÉTODO	26
3.1. TIPO DE ESTUDO	26
3.2. CASUÍSTICA	26
3.2.1. Critérios de inclusão	27
3.2.2. Critérios de exclusão	27
3.2.3. Termo de consentimento	28
3.3. LOCAL	28
3.4. MATERIAIS	28
3.4.1. Nintendo Wii Fit®	29
3.5. PROCEDIMENTO	31
3.5.1. Avaliações	31
3.5.1.1. Medida primária	31
3.5.1.2. Medidas secundárias	32
3.5.2. Treinamento	33
3.5.2.1. Grupo experimental (GE)	34
3.5.2.2. Grupo controle (GC)	35
3.6. ANÁLISE DOS RESULTADOS	36
4. RESULTADOS	38
4.1. CARACTERÍSTICAS DOS PARTICIPANTES	38
4.2. EFEITOS DO TREINAMENTO	40
4.2.1. Medida primária	40

4.2.2. Medidas secundárias	46
4.2.3. Pontuação nos jogos.....	48
5. DISCUSSÃO	50
5.1. LIMITAÇÕES DO ESTUDO	55
5.2. IMPLICAÇÕES CLÍNICAS	55
6. CONCLUSÕES	56
7. ANEXOS	57
7.1. ANEXO A - Escala <i>Montreal Cognitive Assessment</i> (MoCA)	57
7.2. ANEXO B - Termo de Consentimento	58
7.3. ANEXO C - Aprovação do Comitê de Ética	63
7.4. ANEXO D - <i>Balance Evaluation Systems Test</i> (BESTest)	65
7.5. ANEXO E - Escala Fugl-Meyer, seção de membro inferior.....	73
7.6. ANEXO F - Escala de Qualidade de Vida Específica para Acidente Vascular Encefálico (EQVE-AVE)	76
7.7. ANEXO G - Séries de exercícios globais.....	80
7.8. ANEXO H - Séries de Jogos do <i>Nintendo Wii Fit®</i>	86
8. REFERÊNCIAS	90

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVE.....	Acidente Vascular Encefálico
RV.....	Realidade Virtual
WBB.....	<i>Wii Balance Board®</i>
NW.....	Nintendo Wii®
NWF.....	Nintendo Wii Fit®
FU.....	Follow-up
BESTest.....	<i>Balance Evaluation Systems Test</i>
FM.....	Fugl-Meyer
TC6.....	Teste de caminhada de 6 minutos
EQV-AVE.....	Escala de Qualidade de Vida Específica para Acidente Vascular Encefálico

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Console do <i>Nintendo Wii®</i> e <i>Wii Remote®</i>	29
Figura 2 – <i>Wii Balance Board®</i>	30
Figura 3 – Participante do Grupo Experimental.....	36
Figura 4 – Participante do Grupo Controle.....	36
Figura 5 – Fluxograma do estudo.....	39
Figura 6 – Gráfico da pontuação média do BESTest Total.....	41
Figura 7 – Gráfico da pontuação média da Seção I do BESTest.....	42
Figura 8 – Gráfico da pontuação média da Seção II do BESTest.....	43
Figura 9 – Gráfico da pontuação média da seção de membro inferior da Escala Fugl-Meyer.....	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Análise Descritiva: características demográficas e clínicas da amostra.....	40
Tabela 2 – Média (DP) para a medida primária em cada grupo, Pré, Pós e FU, e análise ANOVA-MR.....	44
Tabela 3 – Média (DP) para medidas secundárias em cada grupo, Pré, Pós e FU, e análise ANOVA-MR.....	47
Tabela 4 – Média (DP) da pontuação em cada jogo (primeira sessão em comparação à última sessão), em cada grupo.....	49

RESUMO

Lourenço MA. *Comparação dos efeitos de um treinamento motor em realidade virtual realizado com e sem intervenção do fisioterapeuta sobre a função motora, o equilíbrio e a marcha de indivíduos com sequelas crônicas de AVE: um ensaio clínico randomizado* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2020.

A hemiparesia pós-AVE leva a diferentes níveis de limitações funcionais, e a assimetria motora representa um desafio para o controle postural. A realidade virtual (RV) e *exergames* vem mostrando resultados positivos na reabilitação, mas ainda há muitas perguntas não respondidas - o *feedback* do videogame é suficiente para favorecer o controle postural simétrico ou este depende de intervenção com o *feedback* cinestésico do fisioterapeuta? Para responder a essa pergunta, o objetivo deste estudo foi comparar os efeitos de um treinamento motor associado a *exergames* realizado com e sem o acréscimo *feedback* cinestésico oferecido pelo fisioterapeuta, sobre a função motora, o equilíbrio e a marcha de indivíduos com sequelas crônicas de AVE. Trinta indivíduos com AVE crônico e comprometimento do equilíbrio participaram deste estudo controlado randomizado, e realizaram 14 sessões individuais de treinamento com *exergame* com ou sem *feedback* cinestésico do fisioterapeuta. O BESTest, a subescala de membros inferiores de Fugl-Meyer, o teste de caminhada de seis minutos e a escala de qualidade de vida específica para AVE foram administrados antes do treinamento, uma semana e oito semanas após o final do treinamento. Os resultados mostram que o *feedback* cinestésico aplicado durante o treinamento com *exergame* melhorou de forma diferenciada parâmetros relacionados ao equilíbrio e função dos membros inferiores (restrições biomecânicas e limites de estabilidade, que tiveram uma diminuição no grupo sem a adição do estímulo cinestésico), enquanto outros aspectos como qualidade de vida e desempenho no teste de caminhada foram aprimorados independentemente. Este estudo é o primeiro a comparar diretamente duas intervenções de equilíbrio idênticas baseadas em *exergame*, diferenciando-se apenas pela intervenção do fisioterapeuta oferecendo *feedback* cinestésico além daquele oferecido pelo videogame. O *feedback* cinestésico oferecido durante o treinamento motor com *exergame* é determinante para a melhora em certos domínios posturais importantes, que podem piorar após um treinamento idêntico sem essa forma de *feedback* oferecida pelo fisioterapeuta.

Descritores: Acidente Vascular Cerebral; Paresia; Realidade virtual; Jogos de vídeo; Equilíbrio postural; Fisioterapeutas; Retroalimentação sensorial.

ABSTRACT

Lourenço MA. *Comparison of motor training in virtual environment with and without physiotherapeutic intervention on motor function, balance and gait in chronic stroke patients: a randomized controlled trial* [dissertation]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2020.

Post-stroke hemiparesis leads to different levels of functional limitations, and motor asymmetry represents a challenge for postural control. Virtual Reality (VR) and exergames for balance rehabilitation have shown positive results, but there are still many unanswered questions - is the video game feedback enough to guarantee the recovery of symmetric postural control, or does it depend on the physiotherapist's kinesthetic feedback? In order to answer this question, the aim of this study was to compare the effects of an exergame-based intervention, guided by physiotherapist's kinesthetic feedback, versus an identical intervention without this feedback, in post-stroke individuals. Thirty people with chronic stroke and balance impairment participated in this randomised controlled trial, and performed 14 individual exergame training sessions with or without physiotherapist's kinesthetic feedback. Balance Evaluation Systems Test, Lower Limb Subscale of Fugl-Meyer, six-minute walk test, and Stroke- Specific Quality of Life Scale were administered before training, one week and eight weeks after the end of training (pre, post and FU). The results showed that physiotherapist's kinesthetic feedback during exergame training differentially improve outcomes relating to lower limb function and balance (biomechanical constraints and limits of stability, which had a decrease without the addition of the kinesthetic feedback), whereas other aspects as quality of life and long-distance walking performance were enhanced regardless of physiotherapist's kinesthetic feedback. This study is the first to directly compare two identical motor intervention based on exergame, apart from the physical therapist's intervention providing kinesthetic feedback during the training, beyond video game's feedback. The physiotherapist's kinesthetic feedback offered during the virtual balance training is determinant for improvement in some important postural domain that may get worse after an identical training without this kind of physiotherapist's feedback.

Descriptors: Stroke; Paresis; Virtual reality; Video games; Postural balance; Physical therapists; Sensory feedback.

1. INTRODUÇÃO

1.1. ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO

O Acidente Vascular Encefálico (AVE)¹ é a segunda principal causa de morte (*World Health Organization*, 2014) e, globalmente, uma das principais causas de incapacidade a longo prazo (Feigin et al., 2017). Com os recentes avanços no tratamento agudo do AVE, atualmente mais pessoas sobrevivem a ele, cursando com sequelas com variados graus de deficiência (Belagaje, 2017). No Brasil², por exemplo, o AVE figura como a principal causa de incapacidade (Brasil, 2013).

A alta prevalência de incapacidade pós-AVE gera um considerável custo econômico, representando um grande impacto à saúde pública ao redor do mundo (Skolarus et al., 2016; Ma et al., 2014; De Campos et al., 2017), e evidenciando a importância de abordagens de reabilitação eficazes com o intuito de minimizar esta incapacidade e favorecer a autonomia dos indivíduos acometidos (Belagaje, 2017).

O AVE pode ser classificado de acordo com sua etiologia, sendo a mais frequente a de origem isquêmica, que ocorre por conta de uma oclusão de um vaso sanguíneo e consequente morte celular de áreas por ele irrigadas. A outra possível etiologia é a hemorrágica, que ocorre devido à ruptura de um vaso sanguíneo e subsequente extravasamento de sangue no sistema nervoso, com consequências devido ao aumento da pressão intracraniana e isquemias secundárias ao efeito tóxico do sangue no tecido encefálico (Baehr e Frotscher, 2008). Nos dois casos, a drástica redução ou interrupção do fluxo sanguíneo priva as células nervosas de substratos metabólicos, levando à morte neuronal

¹ Acidente Vascular Encefálico¹ é uma síndrome clínica com sinais ou sintomas neurológicos caracterizada pelo início repentino de déficit neurológico focal, causada por uma interrupção do suprimento sanguíneo da área encefálica correspondente, com duração superior a 24 horas (Grysiewicz, 2008; Carr e Shepherd, 2008; Rodgers, 2013).

² No Brasil, essa doença cerebrovascular é conhecida popularmente como “AVC”, termo reconhecido pelo Ministério da Saúde para designar o Acidente Vascular Cerebral. Por sua vez, o termo AVE vem sendo bastante utilizado, por reconhecer outras estruturas encefálicas que podem ser acometidas pela lesão além do cérebro (Brasil, 2013).

e à propagação dos danos às células vizinhas³ por conta da excitotoxicidade desencadeada pela isquemia (Lundy-Ekman, 2008).

Na isquemia cerebral aguda podem ser encontradas duas regiões distintas: o núcleo isquêmico e a área de penumbra isquêmica. O núcleo isquêmico experimenta uma redução repentina do fluxo sanguíneo, poucos minutos após o ataque isquêmico, com lesão irreversível e subsequente morte celular. Por outro lado, na penumbra isquêmica há neurônios que deixaram de funcionar devido à isquemia, porém ainda estruturalmente viáveis, podendo ocorrer apoptose após horas ou dias, e necrose nas primeiras horas após o início da isquemia no núcleo isquêmico (Radak et al., 2017). Assim, como consequência da redução do fluxo sanguíneo, pode ocorrer desde diminuição da função até danos neurais irreversíveis, no caso de diminuição da perfusão por período maior do que quatro horas e meia do início dos sintomas - tempo em que passa a ocorrer a morte dos neurônios da zona de penumbra (Emberson et al., 2014).

Os sinais e sintomas neurológicos decorrentes de um AVE são extremamente variáveis e geralmente refletem a área e extensão da lesão. O quadro clínico mais frequente inclui alterações motoras, características de lesões do neurônio motor superior, incluindo diminuição de força muscular (paresias), alterações do tônus muscular (podendo cursar com hipotonia em certos músculos e presença de hipertonia em outros, assim como a presença da espasticidade⁴, ou tendo o predomínio de uma destas condições, a depender também do tempo de lesão – lesões agudas têm como característica a presença de hipotonia); alterações sensoriais, incluindo hipo ou hiperestesias; alterações perceptuais, como as negligências⁵; alterações visuais; alterações na

³ A isquemia cerebral aguda é caracterizada por eventos moleculares importantes que iniciam a apoptose em muitas células, como superprodução de radicais livres, sobrecarga de Ca^{2+} e excitotoxicidade. Essas alterações na homeostase celular podem desencadear necrose ou apoptose, que geralmente depende do tipo, idade e localização celular no cérebro, mas os mecanismos subjacentes ainda não são totalmente compreendidos (Radak et al., 2017).

⁴ Espasticidade é um distúrbio motor caracterizado pelo aumento da excitabilidade do reflexo de estiramento, levando aos seguintes sinais clínicos: hipertonia muscular, hiperreflexia e presença de clônus (Campbell, 2007)

⁵ Negligências correspondem à tendência a se comportar como se um lado do corpo e/ou do espaço não existisse, e podem incluir a perda da percepção dos estímulos sensoriais e da execução do autocuidado do hemicorpo afetado (geralmente, hemicorpo esquerdo), dificuldade

comunicação, como a afasia⁶; alterações nas funções executivas⁷; alterações emocionais e de personalidade.

O sinal motor mais frequente no AVE é a diminuição de força muscular do lado oposto ao da lesão, podendo afetar os membros superior e inferior, tronco e face, chamada de hemiparesia (quando há parcial diminuição de força muscular) ou hemiplegia (nos casos de ausência total de movimentação ativa) (Campbell, 2007; Carr e Shepherd, 2008). O indivíduo com sinais de AVE deve ser levado a um serviço de emergência o quanto antes, para que o acompanhamento seja iniciado prontamente.

A abordagem médica imediata para o tratamento agudo do AVE se dá pela tentativa de restaurar a circulação sanguínea cerebral (visando à diminuição e severidade das possíveis sequelas), por meio da trombólise⁸. Esta, por sua vez, só pode ser realizada nos AVEs isquêmicos, e necessariamente nas primeiras três horas (apresentando maior benefício do que a tentativa de tratamento tardio) a no máximo quatro horas e meia da instalação, quando começa a ocorrer morte dos neurônios da zona de penumbra isquêmica, região hipoperfundida que ainda pode ser viável.

A abordagem imediata com drogas trombolíticas⁹ é o tratamento mais eficaz para pacientes com quadro agudo de AVE isquêmico. Assim, pode-se restaurar o fluxo sanguíneo antes da ocorrência de maior comprometimento cerebral e favorecer a recuperação pós-lesão (Wardlaw et al, 2014; Rabinstein, 2017). Nos casos em que não foi possível realizar a trombólise, ou mesmo após

na percepção da própria incapacidade (chamada anosognosia) e/ou das relações espaciais, resultando em um desarranjo na representação interna do espaço (Lundy-Ekman, 2008).

⁶ Afasia é um transtorno da capacidade de produzir, compreender ou repetir diferentes formas de linguagem (Campbell, 2007).

⁷ Funções cognitivas envolvem a atenção, planejamento, execução dos planos, monitoramento de sua execução, dentre outros (Lundy-Ekman, 2008).

⁸ Trombólise é o tratamento medicamentoso que dissolve coágulos sanguíneos na tentativa de reperfundir o tecido isquêmico, otimizar o fluxo colateral, e evitar danos secundários à lesão (Wardlaw et al., 2014).

⁹ Drogas trombolíticas derivam de enzimas que dissolvem trombos como parte natural da cascata de coagulação, sendo algumas extraídas de amostras biológicas (exemplo: uroquinase, desmoteplase) e outras são manufaturadas (exemplo: pró-uroquinase recombinante, ou ativador de plasminogênio tecidual recombinante - rt-PA, como o alteplase – atual droga de escolha para o tratamento trombolítico no AVE) (Wardlaw et al., 2014).

sua realização, a intervenção médica terá como enfoque a estabilização clínica do paciente.

No caso do AVE hemorrágico, o tratamento também terá como enfoque a estabilização clínica do paciente, além do controle da pressão intracraniana. Nos casos de hipertensão craniana, pode haver deslocamento de estruturas cerebrais, cursando com graves consequências (Lundy-Ekman, 2008). Quando há declínio neurológico, pode ser indicada abordagem cirúrgica, com derivação ventricular¹⁰ ou craniectomia descompressiva¹¹.

Um AVE focal unilateral frequentemente resulta em um comprometimento sensório-motor contralesional, sendo a hemiparesia a forma de apresentação mais comum (Duncan et al., 2005). Os indivíduos sobreviventes a um AVE convivem com consequências da lesão usualmente complexas e heterogêneas e, por estas afetarem aspectos físicos, emocionais e sociais, levam a diferentes níveis de limitações funcionais (Roger et al, 2012; Michael et al, 2009). Assim, a prevenção e o tratamento do AVE são clinicamente importantes.

Após um AVE, a recuperação motora pode ocorrer de forma espontânea ou com a reabilitação física (Sampaio-Baptista et al., 2018; Bernhardt et al., 2017). A recuperação espontânea é maximamente expressa das primeiras quatro semanas aos seis meses pós-AVE, período de maior evolução motora (devido à restituição da área de penumbra isquêmica, resolução das diasquises e reorganização cerebral). Entretanto, os resultados desse processo podem ser otimizados pela reabilitação (Krakauer, 2006), a qual deve iniciar o mais cedo possível e em toda a sua integralidade, de forma a explorar o período de maior plasticidade. Mais tardiamente, após seis meses da ocorrência da lesão, a reorganização ainda é possível, mesmo que de forma mais lenta, e a recuperação funcional ocorre em quase todos os indivíduos em resposta ao treinamento (Hosp e Luft, 2011). O tratamento médico imediato, associado à

¹⁰ Derivação ventricular é o procedimento invasivo que drena o líquido em casos de hipertensão intracraniana (Sacco, 2002). Uma vez implantado, acredita-se que seu gerenciamento influencie os resultados dos pacientes a longo prazo, taxas de ventriculite, tempo de internação, dentre outros (Chung et al., 2019)

¹¹ Craniectomia descompressiva é a remoção de um segmento do crânio para reduzir a pressão intracraniana refratária e manter a complacência cerebral com o objetivo de prevenir deterioração neurológica (Brown, 2017).

reabilitação direcionada às dificuldades e potencialidades do indivíduo, pode reduzir as incapacidades, evitar ou minimizar a instalação de sequelas e proporcionar ao indivíduo o retorno o mais breve possível às suas atividades e à participação na comunidade (Ministério da Saúde, 2013).

1.2. CONTROLE POSTURAL PÓS-AVE

O controle postural é uma complexa habilidade motora que envolve a interação de processos sensório-motores dinâmicos de forma a controlar a posição do corpo no espaço com o duplo propósito de estabilidade e orientação. Para a maioria das tarefas funcionais, mantemos uma orientação vertical do corpo (Shumway-Cook e Woollacott, 2010; Horak, 2006).

A estabilidade postural, também referida como equilíbrio, é a habilidade de controlar o centro de massa¹², ou ainda, o centro de gravidade¹³ em relação à base de sustentação¹⁴. Para garantir a estabilidade, o sistema nervoso gera forças para controlar o movimento do centro de massa, e essa força gera um centro de pressão¹⁵ sobre a superfície que se move continuamente em volta do centro de massa para mantê-lo dentro da base de sustentação (Shumway-Cook e Woollacott, 2010). O equilíbrio postural envolve a coordenação de estratégias de movimento para estabilizar o centro da massa frente a distúrbios autoiniciados e desencadeados externamente, que dependem também das expectativas e objetivos do indivíduo em relação à atividade e da sua experiência prévia (Horak, 2006).

A orientação postural envolve o alinhamento ativo do tronco e da cabeça em relação à gravidade, base de sustentação, ambiente ao redor e referências

¹² Centro de massa é definido como o ponto que está no centro da massa corpórea total (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

¹³ Centro de gravidade é a projeção vertical do centro de massa total (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

¹⁴ Base de sustentação é definida como a área do corpo que está em contato com a superfície de apoio total (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

¹⁵ Centro de pressão é o centro de distribuição da força total aplicada à superfície de apoio (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

internas, com a integração das informações sensoriais dos sistemas somatossensorial, vestibular e visual, além da ponderação sensorial¹⁶ a cada momento, a depender dos objetivos da tarefa e do contexto ambiental (Horak, 2006; Shumway-Cook e Woollacott, 2010; Kandel, 2014).

Os ajustes posturais antecipatórios, anteriores ao movimento voluntário, servem para manter a estabilidade na postura, compensando as forças desestabilizadoras associadas ao movimento em questão, enquanto os ajustes reativos, ou compensatórios, representam a reação corporal frente a perturbações externas não previstas de forma a recuperar o equilíbrio (Horak, 2006). O controle postural adaptativo envolve modificar os sistemas sensorial e motor em resposta à tarefa e ao ambiente em questão de acordo com experiências e aprendizagem prévias. Além disso, aspectos cognitivos como atenção, motivação e intenção também estão envolvidos e afetam o controle postural (Shumway-Cook e Woollacott, 2010).

Portanto, o controle postural não é regulado por um único sistema, mas resulta de uma interação complexa entre diferentes sistemas corporais interligados, para controlar a estabilidade e a orientação do corpo (Horak et al., 2009; Horak, 2006; Shumway-Cook e Woollacott, 2010). Cooperam entre si sistemas musculoesqueléticos e neurais, que envolvem fatores biomecânicos (exemplo: amplitude de movimento, força muscular), estratégias motoras (voluntárias, antecipatórias, reativas), estratégias sensoriais (integração e ponderação sensorial), orientação no espaço (percepção, verticalidade, superfície de apoio), controle dinâmico (exemplo: na marcha), processamento cognitivo (atenção, aprendizado). A quantidade de processamento cognitivo necessário para o controle postural depende tanto da complexidade da tarefa quanto da eficiência dos sistemas de controle postural (Horak, 2006; Jacobs e Horak, 2007).

Dado que o controle postural envolve diferentes sistemas fisiológicos, o dano a qualquer um dos sistemas resultará em diferentes instabilidades

¹⁶ Ponderação sensorial é a sensibilidade relativa das diferentes modalidades sensoriais para acomodar as variações no ambiente e nos objetivos dos movimentos. A ponderação de cada sistema sensorial muda de acordo com o tipo de tarefa e com as características do ambiente, de forma a favorecer a manutenção do controle postural (Kandel et al, 2014).

específicas (Horak, 2006). Inúmeros fatores levam a alterações de equilíbrio após um AVE, de acordo com as deficiências instaladas após a lesão. Em vista da complexidade do sistema nervoso, conforme citado anteriormente, o quadro clínico pós-AVE é amplo e variado, e a forma de apresentação mais comum (hemiparesia) cursa com frequentes alterações motoras, sensoriais e cognitivas que comprometem o controle postural (Karatas et al., 2004; Lomaglio e Eng, 2005; Oliveira et al., 2011; Mancini e Horak, 2010; Goldie et al., 1996).

Na hemiparesia ocorre uma menor simetria durante a execução de atividades funcionais e dificuldade na transferência de peso ao hemicorpo afetado na postura em pé, com consequente alteração da função motora em geral, da marcha e do equilíbrio (Trindade et al., 2011; Corrêa et al., 2005). Ocorre uma maior descarga de peso no membro inferior não acometido e um aumento na oscilação postural, especialmente no plano frontal (Geurts et. al., 2005), e essa assimetria de descarga de peso entre os membros inferiores está associada principalmente às diferentes alterações sensório-motoras pós-AVE, as quais ainda são intensificadas pelo desuso aprendido¹⁷. No estágio inicial pós-lesão, o indivíduo tende a não transferir peso ao membro inferior acometido devido ao quadro de diminuição de força muscular, alterações no tônus muscular, deficiência sensorial e/ou dificuldade na percepção do hemicorpo afetado, além do medo de apresentar quedas, e tende a manter o padrão de assimetria aprendido mesmo quando possivelmente ocorre a melhora das funções citadas (Mansfield et al., 2012; Marigold et al., 2004; Kamphuis et al., 2013; Hendrickson et al., 2014; Arya et al., 2014).

De todas as consequências de um AVE, o comprometimento na estabilidade postural provavelmente é a que tem o maior impacto nas atividades de vida diária e na marcha, além de representarem um importante risco para quedas (Kamphuis et al., 2013; Geurts et al., 2005). Cerca de 50 a 70% dos indivíduos acometidos pelo AVE experimentam quedas após a alta hospitalar (Mackintosh et al., 2006), as quais podem trazer graves consequências, como

¹⁷ Desuso aprendido é um fenômeno no qual as pessoas que sofrem de hemiparesia pós-AVE tendem a suprimir o uso da extremidade afetada, devido a um processo de aprendizado no qual o cérebro suprime progressivamente o uso desta (Ballester et al., 2016).

fraturas de quadril e redução da atividade física devido ao medo de cair (Weerdesteyn et al., 2008).

Em síntese, a postura estática em ortostase na hemiparesia é caracterizada por três fatores: assimetria de descarga de peso entre os membros inferiores, com uma tendência a manter a posição média do centro de pressão do lado não parético; aumento no deslocamento do centro de pressão, o que reflete uma maior oscilação postural; contribuição assimétrica dos membros inferiores no controle do equilíbrio, quando comparado com indivíduos saudáveis (Szopa et al., 2017). Essa assimetria aumenta durante o desempenho da dupla tarefa, sugerindo que o suporte de peso no membro acometido não é facilmente realizado automaticamente (De Haart et al., 2004; Kamphuis et al., 2013).

Existe uma importante relação entre essa assimetria na descarga de peso em ortostatismo com a assimetria na descarga de peso durante a marcha, independente do grau de acometimento motor do membro inferior acometido (Hendrickson et al., 2014). A marcha, que geralmente é simétrica quando se refere ao padrão de marcha normal (com leves diferenças entre os membros), tende a ser assimétrica em indivíduos hemiparéticos: existem diferenças espaciais e temporais entre o membro parético e não parético e assimetrias biomecânicas, como diferenças no tempo do membro nas fases de apoio e balanço na marcha (Patterson et al., 2008; Patterson et al., 2010).

A habilidade de alternar a descarga de peso entre os membros inferiores é essencial para as respostas de equilíbrio e para a marcha (Geurts et al., 2005), e a falha na coordenação da ativação muscular sincrônica e efetiva de músculos antigravitários do membro inferior parético e do tronco podem levar a alterações nos ajustes antecipatórios e compensatórios (Geurts et al., 2005; Garland et al., 2009). Foram relatadas respostas posturais antecipatórias interrompidas, reduzidas e atrasadas em indivíduos pós-AVE frente a perturbações autoiniciadas, revelando uma falha na coordenação dos músculos posturais para lidar com as perturbações internas (Garland et al., 2009). Frente a perturbações externas, foram relatados déficits nos ajustes compensatórios evidenciados por uma resposta eletromiográfica mais lenta e de menor amplitude do lado afetado quando comparado ao lado não parético e a indivíduos saudáveis. Esse atraso

na ativação da musculatura antigravitária foi relacionada a uma maior incidência de quedas (Marigold e Eng, 2006; Garland et al., 2009).

Apesar disso, estudos demonstraram que indivíduos hemiparéticos foram capazes de aumentar a magnitude do sinal eletromiográfico conforme o aumento da descarga de peso, sugerindo que este aumento na descarga de peso no membro inferior parético promove maior atividade muscular. O padrão de ativação muscular, no entanto, está comprometido pós-AVE – existem diferenças no sequenciamento da ativação distal e proximal frente a perturbações externas. Enquanto indivíduos saudáveis ativam primeiro a musculatura distal, indivíduos hemiparéticos demonstraram um atraso na ativação muscular do membro inferior acometido frente a perturbações inesperadas, com músculos proximais sendo recrutados primeiramente. Outro padrão observado é a presença de cocontração¹⁸ de músculos distais (exemplo: gastrocnêmios e tibial anterior) e proximais (isquiotibiais e vasto medial) bilateralmente (Marigold e Eng, 2006; Mansfield et al., 2012; Garland et al., 2009).

A assimetria de descarga de peso entre os membros inferiores, portanto, e o consequente déficit de equilíbrio com aumentado risco para quedas, representam um desafio para o controle postural (Karatas et al., 2004; Lomaglio e Eng, 2005; Mansfield et al., 2015; Goldie et al., 1996). É sabido que este quadro persiste no estágio crônico pós-lesão e diminui a independência e autonomia nas atividades de vida diária (Schmid e Rittman, 2009), o que confirma a relação entre assimetria motora e disfunção no equilíbrio. Essas evidências sugerem que estratégias de reabilitação pós-AVE com enfoque na melhora do equilíbrio devem estimular uma resposta simétrica frente à instabilidade e minimizar a disfunção no membro afetado (Szopa et al., 2017; Kollen et al., 2006).

¹⁸ Cocontração muscular é a contração simultânea dos músculos agonistas e antagonistas cruzando uma articulação. Fundamentalmente, em um único movimento articular, um músculo antagonista é inibido para permitir que um músculo agonista trabalhe, mecanismo chamado de inibição recíproca (Iwamoto et al., 2017). A cocontração pode representar uma estratégia de movimento menos específica, de enrijecimento do membro, com o intuito de reduzir os erros cinemáticos que resultam de perturbações da dinâmica do movimento (Heald et al., 2018).

1.3. REABILITAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL NO AVE

A recuperação motora pós-AVE é um processo complexo, dinâmico e multifatorial, em que existe uma interação entre fatores genéticos, fisiopatológicos, sociodemográficos e terapêuticos, todos determinantes para a recuperação - portanto, uma compreensão completa desses fatores é determinante para a reabilitação (Alawieh et al, 2018).

As intervenções em reabilitação são baseadas em promover prática sob as condições mais favoráveis possíveis para o aprendizado, de maneira a induzir a neuroplasticidade¹⁹ e possibilitar a recuperação funcional (Winstein et al., 2016; Pin-Barre e Laurin, 2015; Langhorne et al., 2009). As técnicas de reabilitação na hemiparesia integram componentes de aprendizagem motora, engajando sistemas cerebrais que participam do processo de aprendizagem (Sampaio-Baptista et al., 2018).

Segundo Levin et al. (2009), supondo que a lesão neurológica leve à perda de um comportamento motor, o reaprendizado depende da reaquisição de tais padrões motores elementares (“recuperação”, definida como o reaparecimento de padrões motores presentes antes da lesão do sistema nervoso central) ou, na ausência dessa reaquisição, adaptação do restante (“compensação”, definida como o surgimento de novos padrões motores resultantes da adaptação dos elementos restantes) ou integração de elementos motores alternativos (“substituição”, que significa que as funções são assumidas ou substituídas por diferentes efetores finais). Jones (2017) define que a real recuperação motora se expressa com o retorno do movimento mais próximo ao normal, ou redução no comprometimento do movimento.

Pessoas com importante comprometimento motor podem usar de compensações para atingirem maior funcionalidade, ainda que com padrões de movimento não ideais. Porém, isso pode limitar os ganhos, devido ao desuso

¹⁹ Neuroplasticidade é um termo geral que se refere às mudanças estruturais e funcionais no cérebro, que ocorrem durante o desenvolvimento, interação com o ambiente, envelhecimento e resposta a uma lesão (Sampaio-Baptista et al., 2018).

aprendido, e levar a complicações secundárias à lesão, como restrições de amplitude de movimento, sobrecargas e surgimento de dores (Krakauer, 2006; Levin et al., 2009).

A melhora motora com a reabilitação depende, dentre outros fatores, da intensidade do treinamento e se relaciona principalmente à tarefa praticada durante a terapia, com pouca generalização para outras tarefas. Segundo Krakauer (2006), a recuperação relacionada a processos biológicos espontâneos parece melhorar o desempenho em uma variedade de tarefas, enquanto a recuperação mediada pelo treinamento, como a aprendizagem em indivíduos saudáveis, é mais tarefa-específica. Levanta-se, portanto, a questão sobre a verdadeira recuperação *versus* compensação e como ambas se relacionam com a aprendizagem motora. A verdadeira recuperação significa que regiões cerebrais não danificadas são recrutadas, e geram comandos para os mesmos músculos utilizados antes da lesão para executar um movimento. Para isso, o treinamento de reabilitação pode moldar a reorganização relacionada à recuperação subsequente no córtex intacto adjacente (Krakauer et al., 2006).

Uma reabilitação eficaz do equilíbrio melhorando a mobilidade e prevenindo quedas, especificamente, requer uma boa compreensão dos múltiplos mecanismos subjacentes ao controle postural (Horak, 2006). Devido às importantes repercussões funcionais relacionadas às alterações de equilíbrio apresentadas na hemiparesia, um dos principais objetivos da reabilitação motora é a melhora do equilíbrio e da marcha.

Diversas abordagens vêm sendo estudadas objetivando a melhora da função motora e do equilíbrio pós-AVE. Alguns estudos enfocaram o trabalho de tronco como intervenção, conforme analisado por uma revisão sistemática e meta-análise recente (Van Crielinge et al., 2019). Vinte e dois ensaios clínicos randomizados foram incluídos, com um total de 788 participantes, sendo que seis estudos investigaram a efetividade do treino de tronco sobre o equilíbrio em ortostase. Os estudos envolviam exercícios de estabilidade central, alcance, facilitação neuromuscular proprioceptiva ou treino de descarga de peso para o lado parético na postura sentada. A revisão sistemática concluiu que existem fortes evidências de que o treino de tronco foi capaz de aprimorar a mobilidade

e o equilíbrio sentado e em ortostase, mesmo em indivíduos com lesões crônicas.

O treino de descarga de peso para o lado afetado também já foi especificamente estudado. Autores de um estudo (Liao et al., 2018) comentaram os achados de estudos anteriores, os quais demonstraram diminuição da assimetria de descarga de peso e melhora do equilíbrio em indivíduos pós-AVE utilizando *biofeedback* visual (Cheng et al., 2001; Srivastava et al., 2009), e utilizando palmilha em cunha no membro inferior saudável, de forma a aumentar a descarga de peso do lado acometido (Rodriguez e Aruin, 2002; Sungkarat et al., 2011) – elucidaram, porém, que as evidências ainda eram insuficientes. Os autores realizaram, então, um ensaio clínico randomizado com 56 indivíduos com AVE crônico, avaliando por meio de testes clínicos os efeitos dessas duas formas de intervenções no equilíbrio. Os resultados apontaram que o treinamento com *biofeedback* visual e a intervenção com o uso de palmilhas de 5° podem melhorar a capacidade de equilíbrio em pessoas com AVE crônico, sem diferença significativa entre as duas intervenções (Liao et al., 2018).

Tsaklis et al. (2012), realizaram um estudo piloto com nove homens com AVE crônico, verificando os efeitos do treino de descarga de peso em membro inferior sobre o equilíbrio estático e dinâmico por meio de avaliação com testes e plataforma de força, após protocolo de exercícios de equilíbrio estático e dinâmico associados ao *feedback* visual e marcha com *feedback* sensitivo (ombro tocando parede durante apoio do membro inferior acometido). Como resultado, observaram que o programa de treinamento melhorou o equilíbrio, mas não modificou a distribuição do peso (o que leva ao questionamento sobre ocorrência de real recuperação motora ou uso de estratégias compensatórias); porém discute ainda a necessidade de realizar estudos com maior amostra para confirmar os resultados.

Goliwas et al. (2015) avaliaram os efeitos de um programa de fisioterapia convencional pós-AVE (cinesioterapia, facilitação neuromuscular proprioceptiva, marcha em esteira) em relação ao mesmo programa associado à estimulação sensorio-motora do pé (estimulação sensorial com texturas e diferentes temperaturas, mobilização tecidual), e treino da simetria de descarga de peso ao

sentar e levantar e manter a postura em pé. Apenas o grupo que realizou este treino associado à estimulação sensorial apresentou aumento da simetria de descarga de peso entre os membros inferiores evidenciada pela avaliação em plataforma de força.

Vearrier et al. (2015) também investigaram a melhora da simetria da descarga de peso em uma abordagem com dez sujeitos pós-AVE, realizando treinamento intensivo diário por 10 dias que envolveu fortalecimento muscular, treino de mobilidade e equilíbrio associado a estímulos sensoriais táteis e auditivos. Após avaliação com testes clínicos e plataforma de força móvel, obtiveram como resultados a melhora significativa na função do membro inferior acometido e na simetria de descarga de peso entre os membros inferiores.

Com relação à marcha, segundo revisão sistemática de Eng e Tang (2007), diferentes intervenções de treino de marcha têm o potencial de aprimorar o desempenho em diferentes níveis. Dentre as abordagens citadas, o treino em esteira mostrou-se eficaz na melhora do desempenho de marcha especialmente quando foi combinado com treino tarefa-específico. O fortalecimento muscular dos membros inferiores não associado a atividades funcionais mostrou-se eficaz para aumentar a força muscular, mas não foi capaz de transferir a melhora para a marcha. A prática de diferentes tarefas durante a marcha, por sua vez, foi eficiente para aprimorar o desempenho inclusive de pessoas com AVE crônico. Uma outra revisão sistemática recente (Tally et al., 2017), que incluiu oito estudos que verificaram os efeitos do treino de marcha em esteira sem suporte de peso, reconheceu que este treino isolado representa uma evidência moderada como melhora do equilíbrio em indivíduos pós-AVE.

Os programas de treinamento de equilíbrio em geral têm se mostrado benéficos no AVE, e nenhuma abordagem ou programa específico demonstrou superioridade em relação às outras, segundo *guideline* da *American Stroke Association* (Winstein et al., 2016). Os programas normalmente incluem atividades específicas de equilíbrio em pé e atividades na marcha. No entanto, considerando que o controle do equilíbrio é influenciado por fatores cognitivos, como atenção, motivação e intenção, e que o controle postural pode ser afetado com a interação complexa de deficiências motoras, sensoriais e cognitivas (Choi

et al., 2015), é importante continuar estudando se o treinamento de equilíbrio em questão favorece ganhos em sub-habilidades específicas relacionadas ao controle postural.

De todo modo, sabe-se que a progressão para atividades mais desafiadoras ao longo do treinamento é essencial e que o treino repetitivo, intensivo e tarefa-específico tem nível de evidência 1-A como recomendação para os indivíduos com limitações de marcha pós-AVE (Winstein et al., 2016). Assim, abordagens que promovam repetição de movimentos desejados próximos ao normal, prática associada à tarefa, manutenção de foco externo de atenção, *feedback* aumentado²⁰ durante o treinamento, mecanismos explícitos²¹ além dos implícitos²², motivação sustentada com variabilidade de prática, otimizam o processo terapêutico, sendo fundamentos essenciais à aprendizagem motora (Bernhardt et al., 2017; Krakauer, 2006; Boyd e Winstein, 2001).

Com o objetivo de oferecer condições mais favoráveis de treinamento baseado nestas premissas, o treino em Realidade Virtual²³ (RV) emergiu e figura entre os recursos mais estudados no tratamento do AVE (Laver et al., 2015).

²⁰ *Feedback* aumentado é definido como informação sobre uma performance que suplementa o *feedback* sensorial intrínseco, tendo origem de uma fonte externa – esta pode ser, por exemplo, do indivíduo que ensina ou orienta o movimento, ou gerado de forma computadorizada. O *feedback* aumentado pode ocorrer durante a execução do movimento, chamado *feedback* simultâneo, ou após finalizá-lo, chamado *feedback* terminal (Magill, 2010; Sattelmayer et al., 2016)

²¹ Mecanismos explícitos da aprendizagem motora ocorrem por meio de conhecimento verbal do desempenho do movimento (por exemplo, fatos e regras), envolve estágios cognitivos dentro do processo de aprendizagem e depende do envolvimento da memória de trabalho. Inclui conhecimento declarativo sobre a técnica do movimento de forma a melhorar a performance (Kleynen et al., 2014)

²² Mecanismos implícitos da aquisição de habilidades motoras envolvem o acúmulo direto de conhecimentos procedimentais, inacessíveis à consciência, não possíveis de serem descritos verbalmente e não dependentes do processamento da memória de trabalho, associado a maior automatização (Kleynen et al., 2014)

²³ Realidade virtual foi definida como simulações interativas criadas de forma computadorizada para oferecer aos usuários oportunidades de se envolver em ambientes que se parecem com objetos e eventos do mundo real (Weiss et al., 2006).

1.4. REALIDADE VIRTUAL E EXERGAMES

A RV é uma abordagem relativamente recente que permite a prática simulada de tarefas funcionais em uma dosagem maior do que em terapias tradicionais, proporcionando um ambiente enriquecido, desafiador e atrativo; facilitando a motivação e atenção sustentadas para praticar atividades por um período de tempo significativo, com foco externo de atenção (nos efeitos resultantes do movimento realizado) em vez do foco interno (no movimento em si); garantindo repetição, variabilidade e imprevisibilidade de estímulos e situações, e *feedbacks* específicos a respeito de possíveis erros durante sua execução (Laver et al., 2017; Laver et al., 2015; Darekar et al., 2015; Krakauer, 2006).

Consiste em uma exibição visual, com equipamento posicionado na cabeça do usuário ou projetado em um monitor, um dispositivo de rastreamento de movimento e/ou detecção de força e *feedback* sensorial aumentado, ou seja, proporcionando uma retroalimentação maior e mais seletiva do que no mundo real (Krakauer, 2006). O *feedback* é oferecido por meio dos sentidos, como auditivo, tátil, de movimento, equilíbrio (Weiss et al., 2006), e pode favorecer a integração de estimulação multissensorial como visual, auditivo, tátil e sistemas somatossensoriais para prover um ambiente realístico (Chen et al., 2016). O *feedback* do jogo para o jogador demonstra os resultados e seu desempenho em tempo real (Laver et al., 2017; Laver et al., 2015;) e, segundo Krakauer (2006), “os pacientes jogam um videogame que recompensa com pontos a sua recuperação”.

O usuário interage com o sistema por meio de diferentes mecanismos, que variam de equipamentos simples, como um mouse ou um *joystick*, ou sistemas mais complexos, com câmeras, sensores, dentre outros. O nível de atividade física varia de relativamente inativo (como sentar em frente a um computador e utilizar o mouse) a altamente ativo (realizar movimentos corporais como um todo para executar a atividade) (Laver et al., 2015).

A imersão em RV se refere a quanto o usuário tem a percepção de que está em um ambiente virtual e não no mundo real, e depende do design do *software* e *hardware* (Weiss et al., 2006). Os graus de imersão podem ser classificados como imersivo (exemplos: sistemas que incluem projeção em uma superfície côncava, display posicionado na cabeça como óculos), enquanto uma projeção em uma tela considera-se de baixa imersão (Viñas-Diz e Sobrido-Prieto, 2016; Laver et al., 2015; Weiss et al., 2006).

Nesse contexto, os *exergames* - exercícios baseados em RV - são definidos como videogames que promovem movimentos físicos dos jogadores, incluindo atividades de força, equilíbrio e flexibilidade (Costa et al., 2019). Utilizam-se de sensores que possibilitam capturar o real movimento do usuário e promover uma interação física com ele, com função estimulante e natureza integrativa em meio a um ambiente enriquecido e envolvente, com aumentado nível de *feedback* auditivo e visual, oferecendo maior motivação para o aprendizado de habilidades motoras (Henrique et al., 2019). Os *exergames* requerem dispositivos digitais, como computadores ou consoles de jogos e seus acessórios, como plataformas de equilíbrio (Costa et al., 2019; Henrique et al., 2019). Na última década, os *exergames* têm sido cada vez mais utilizados para envolver pacientes em seu tratamento, surgindo como um método valioso para a reabilitação da função motora do paciente com deficiência (Henrique et al., 2019).

Além de videogames interativos que vêm sendo especificamente desenvolvidos para o uso em reabilitação, pesquisadores e clínicos têm utilizado sistemas de jogos comerciais como uma forma de aplicar os *exergames* aos objetivos a serem trabalhados em Fisioterapia. Estes sistemas, originalmente desenvolvidos para recreação, têm sido adaptados com propostas terapêuticas por serem acessíveis e de baixo custo (Saposnik et al., 2010; Bonnechere et al., 2016). Dentre os sistemas comerciais mais frequentemente estudados, figuram em especial o Nintendo Wii®, Microsoft Xbox Kinect® e Playstation®.

Comparado aos métodos de tratamento existentes, o treino com *exergames* pode ser mais efetivo na melhora do equilíbrio dinâmico e prevenção de quedas em indivíduos pós-AVE, tanto na fase subaguda quanto crônica da

lesão (Lee HS et al., 2019), por promover prática sob condições favoráveis para o aprendizado motor, com foco na melhora do desempenho por meio de práticas direcionadas a objetivos (Bernhardt et al., 2017). Estudos recentes, no entanto, trazem à tona questões a respeito da importância de se estabelecer detalhes sobre como usar o programa com *exergames* de acordo com os objetivos terapêuticos para trazer resultados satisfatórios (Lee et al., 2019).

Revisões sistemáticas que avaliam os efeitos de diferentes abordagens em RV com foco na melhora do equilíbrio e função de membro inferior (incluindo especialmente sistemas semi-imersivos ou não-imersivos, comerciais ou não), demonstraram melhora significativa na função motora de membro inferior, equilíbrio dinâmico e marcha (Viñas-Diz e Sobrido-Prieto, 2016). Para De Rooij et al. (2016) as terapias em RV/ *exergames* podem ser consideradas superiores às terapias convencionais na melhora do equilíbrio e da marcha ou, para Gibbons et al. (2016) são, ao menos, tão eficazes quanto, reforçando sua aplicação em conjunto com fisioterapia convencional ou substituindo-a, de acordo com a necessidade da pessoa.

Anteriormente, Laver et al. (2017) reportaram em sua revisão que os efeitos da RV e *exergames* na velocidade da marcha, equilíbrio, participação e qualidade de vida ainda não eram totalmente claros. Em revisão sistemática com meta-análise recente, Lee et al. (2019) demonstraram que existe evidência moderada a respeito do efeito da RV/ *exergames* na melhora da função motora de membro inferior em indivíduos com hemiparesia pós-AVE, e que este treino seria útil na melhora de parâmetros de marcha, equilíbrio, movimento de membro inferior, força e tônus muscular.

O treino de equilíbrio utilizando jogos controlados por plataforma de força, especificamente, fornece informações sobre a descarga de peso, sendo interessante em indivíduos com hemiparesia uma vez que, por meio de sensores de pressão, é possível estimar a distribuição de peso entre os membros inferiores (Haas e Burden, 2000; Srivastava et al., 2009; Ciou et al., 2015). A *Wii Balance Board* (WBB), a plataforma de equilíbrio do Nintendo Wii® (NW), é um sistema pequeno (51,1 cm de largura, 31,6 cm de comprimento, 5,3 cm de altura), leve (3,5 kg sem baterias), com um total de quatro sensores de força (um

em cada canto da plataforma), com os quais é possível aferir o peso e o centro de pressão de seus usuários, podendo detectar a transferência de peso em diferentes direções (Karasu et al., 2018). Essas informações são projetadas com precisão em uma tela por meio de um avatar²⁴ e permitem que o indivíduo observe seus próprios movimentos (Karasu et al., 2018).

A WBB consiste em uma interface de baixo custo e fácil manuseio (Gil-Gómez et al., 2011), podendo trazer resultados positivos no *balance* (Bower et al., 2014a; Omiyale et al., 2015; Yatar e Yildirim, 2015; Chen et al., 2016; de Rooij et al., 2016) e marcha (de Rooij et al., 2016; Bang et al., 2016), por promover alta variabilidade e estimulação dos sistemas visual, auditivo e somatossensorial e favorecer o aprendizado motor também ao garantir *feedback* claro e objetivo com relação à simetria de descarga de peso entre o lado hemiparético e o lado menos afetado.

Comparando com outros tratamentos de equilíbrio sem utilizar RV/*exergames*, Lee et al. (2015) reportaram melhores resultados no grupo de tratamento com o NW. Em contraste, Park et al. (2013) e Yatar e Yildirim (2015) indicaram que não havia diferenças entre este treino de equilíbrio e exercícios de equilíbrio progressivos sem *exergame*. Şimşek e Çekok (2015) verificaram os efeitos do tratamento virtual utilizando NW em relação à fisioterapia baseada no Conceito Neuroevolutivo (Conceito Bobath), nas atividades de vida diária, equilíbrio, qualidade de vida e satisfação do tratamento. Em seu ensaio clínico com 44 participantes, verificaram que as duas intervenções aplicadas em durações semelhantes não demonstraram diferença significativa na independência nas atividades da vida diária, no equilíbrio e na qualidade de vida. A satisfação com o tratamento, entretanto, mostrou-se maior no grupo utilizando o *exergame*.

Mais recentemente, Karasu et al. (2018), em ensaio clínico randomizado que incluiu 23 indivíduos e comparou reabilitação convencional com o uso do NW para melhora de equilíbrio, observou que ambos os grupos melhoraram significativamente, demonstrando que a reabilitação do equilíbrio baseada neste

²⁴ Avatar é a imagem que representa virtualmente o corpo de uma pessoa (Lugrin et al., 2018).

sistema pode representar uma terapia adjuvante útil ao tratamento tradicional para melhorar o equilíbrio estático e dinâmico, a capacidade motora funcional e a independência em pessoas com AVE.

Alguns estudos citam a possibilidade do uso destes sistemas no ambiente domiciliar (onde o treino poderia ser realizado de forma autônoma pelos próprios indivíduos pós-AVE sem a necessidade de um fisioterapeuta direcionando o treinamento), ou ainda citam a possibilidade da aplicação dos *exergames* em reabilitação sem a supervisão de um fisioterapeuta, reduzindo custos das terapias por não requerer supervisão constante do profissional (Yatar e Yildirim, 2015; Gibbons et al., 2016; Sugarman e Weisel-Eichler, 2009; Deutsch et al., 2009; Viñas-Diz e Sobrido-Prieto, 2016; Laver et al., 2015; Fu et al., 2015). O treino realizado no ambiente domiciliar utilizando este sistema em indivíduos com AVE, no entanto, foi mais estudado com enfoque na função de membro superior (Perrochon et al., 2019) e as evidências ainda não são conclusivas com relação à abordagem voltada ao equilíbrio (Golla et al., 2018; Laufer et al., 2014). O uso destes sistemas de forma mais independente pela pessoa acometida pelo AVE ainda parece ser controverso, pois discute-se a falta de evidência no assunto, questionando a necessidade da presença do fisioterapeuta intervindo no tratamento a fim de garantir estratégias de movimento adequadas (Yatar e Yildirim, 2015; Tripette et al., 2017), motivação e segurança (Laufer et al., 2014; Borghese et al., 2013; Joo et al., 2010).

Revisões sistemáticas (Chen et al., 2016; Tripette et al., 2017; Luque-Moreno et al., 2015) que indicaram RV/*exergames* como uma evidência moderada como um adjunto ao programa de reabilitação padrão na melhora do equilíbrio de indivíduos com AVE crônico, citam um ensaio clínico randomizado (Fritz et al., 2013) que não demonstrou diferença estatisticamente significativa em qualquer medida relacionada ao equilíbrio, questionando se o treino com *exergame* sem a intervenção de um terapeuta checando a qualidade do movimento seria realmente efetivo.

O estudo de Şimşek e Çekok (2015) descreve que o treinamento com *exergame* foi realizado por um fisioterapeuta experiente, o qual monitorou os sinais vitais dos participantes, a distância alvo estabelecida durante o jogo e,

conforme citado, “usou sugestões verbais para minimizar estratégias compensatórias e garantir segurança”, além de usar falas motivadoras. O fisioterapeuta estava perto do lado afetado da pessoa para prevenir quedas e “controlar o paciente”, e foi “permitido ao paciente ser apoiado pelo terapeuta apenas quando sentia que cairia”. Discute, ainda, que a terapia sem a supervisão do fisioterapeuta poderia favorecer movimentos compensatórios (extensão exagerada de tronco, abdução de ombro etc.), os quais já tendem a aparecer dinamicamente durante a execução de jogos com maior demanda de equilíbrio. O mesmo foi descrito anteriormente por Hung et al. (2014), que descreveram em seu estudo que houve um visível aumento de tônus muscular dos participantes durante o treinamento com *exergame*, e que estes tendiam a utilizar movimentos compensatórios para atingir os objetivos dos jogos que apresentavam maior demanda de equilíbrio. Assim, os autores dos dois estudos discutem que pessoas com distúrbios no controle postural deveriam ser monitorados durante o treino, trazendo a reflexão de que a presença do fisioterapeuta durante o treinamento com *exergames* não seria limitada apenas a oferecer segurança ao participante.

Poucos estudos, todavia, explicam a forma de intervenção do fisioterapeuta durante a terapia em RV/ *exergames*. Alguns estudos citam a “supervisão” do fisioterapeuta durante o treino, mas não esclarecem ao certo o nível e a forma de intervenção com o participante (Omiyale et al., 2015; Morone et al., 2014), e descrevem claramente a necessidade de comparar os efeitos do treinamento de equilíbrio em jogo controlado por plataforma de força com e sem a intervenção do fisioterapeuta (Yatar e Yildirim, 2015). Mais do que restrita à supervisão apenas, surge a necessidade de entender o papel da intervenção do fisioterapeuta durante a aplicação da terapia com *exergame*, com relação à intervenção manual direcionando o movimento quando necessário e garantindo *feedback* aumentado além daquele oferecido pelo videogame.

1.5. FEEDBACK AUMENTADO E REALIDADE VIRTUAL/ EXERGAMES

Nas atividades diárias, os sinais vindos do corpo em movimento possibilitam respostas ao espaço ao redor e permitem reagir rapidamente a mudanças das circunstâncias. Muito desse conhecimento sobre a posição e movimento dos membros e tronco são advindas das sensações captadas por proprioceptores, ativados por deformações dos tecidos ao redor das articulações, incluindo pele, músculos, tendões, fáscia, cápsulas articulares e ligamentos (Proske e Gandevia, 2012). O *feedback* intrínseco ou inerente, que se refere a esta informação sensório-perceptual captada pelos exteroceptores e interoceptores durante a execução de um movimento, é vital para o aprendizado e controle motor, assim como para o controle postural e equilíbrio (Lauber e Keller, 2014; Lord et al., 1991; Lord e Ward, 1994).

O *feedback* extrínseco - informação que não pode ser elaborada sem uma fonte externa - é fornecido por um treinador ou um monitor, por exemplo (Sigrist et al., 2013a). Este *feedback* aumentado propicia informação adicional ao *feedback* intrínseco, por meio de uma fonte externa, e pode relacionar o desempenho individual do indivíduo a uma performance desejada ou a uma instrução, de forma a enfatizar certos aspectos do movimento, ou para induzir um determinado foco (Sigrist et al., 2013a). Pode ocorrer por meio de “conhecimento de resultados”, com informações sobre o resultado de um movimento em termos do objetivo ambiental (*feedback* sobre a realização do objetivo), e “conhecimento de performance”, o qual foca na qualidade ou padronização de um movimento (Lauber e Keller, 2014).

No que se refere ao controle postural, o *feedback* aumentado é mais frequentemente oferecido como *feedback* visual, com informações cinéticas (a respeito de forças, torques etc.), com intuito, por exemplo, de aumentar a força de contração muscular ou eficiência mecânica durante um exercício, e cinemáticas (sobre aspectos relacionados à realização do movimento como posição do membro, centro de pressão, centro de massa, velocidade do membro), que também possibilita a ocorrência de mudanças no comportamento motor (Lauber e Keller, 2014). No contexto dos *exergames* utilizando sistemas

com plataforma de força, as informações cinemáticas sobre o deslocamento do centro de pressão são projetadas em uma tela, servindo como um aumentado *feedback* visual.

Além do *feedback* visual, o *feedback* tátil também fornece informações adicionais de forma a favorecer a performance motora. Oferecido sob a forma de orientação física ou assistência física (Sigrist et al., 2013b), como o toque do terapeuta, pode ser chamado de *feedback* “tátil” ou “cinestésico” (Frikha et al., 2019), e refere-se a orientar ou guiar fisicamente o sujeito por uma interface tátil, incluindo qualquer tipo de percepção tátil que demonstre os recursos necessários e oriente o indivíduo em direção ao movimento ideal (Sigrist et al., 2013b). Por meio do toque e aplicação de forças, vibrações ou movimentos, esse estímulo fornece informações adicionais ao indivíduo em questão sobre a necessidade de eventual correção na parte do corpo tocada; isto é, correções no alinhamento, força aplicada, ângulos de diferentes segmentos etc. (Frikha et al., 2019), sendo adequado para ensinar aspectos temporais de um movimento (Frikha et al., 2019; Sigrist et al, 2013a).

Levin e Panturin (2011) relataram que a informação cutânea vinda do toque das mãos do terapeuta pode modificar a ativação muscular (chamando de “ativação muscular guiada sensorialmente”). Ao assistir manualmente a pessoa durante o movimento em região proximal, o terapeuta pode prover ao sistema nervoso central informação sensorial desejada sobre o posicionamento articular, produzindo facilitação motoneuronal mediada pelos aferentes do fuso neuromuscular. A estimulação cutânea e outros sinais sensoriais por meio do toque do terapeuta poderiam, portanto, modificar a resposta motora (Levin e Panturin, 2011).

Em estudo recente, Frikha et al. (2019) analisaram o efeito do *feedback* aumentado utilizando informações sobre direção, posicionamento, *timing*, precisão, dentre outros, sobre a performance de atletas ao aprenderem uma nova habilidade motora em ginástica. O grupo que recebeu o *feedback* aumentado combinado (verbal somado ao tátil) apresentou melhora superior ao grupo que recebeu apenas uma modalidade de *feedback*, demonstrando uma maior eficiência no aprendizado e diminuindo a dificuldade percebida ao realizar

a tarefa. Os autores concluíram que o estímulo cinestésico complementa e reforça o *feedback* verbal.

Segundo Pinzon et al. (2016), o *feedback* cinestésico aumentado, na forma de assistência física ou guiando o movimento, vem sendo amplamente aplicado no treino motor em diferentes áreas, incluindo na reabilitação pós-AVE. Essa orientação física traz o benefício de oferecer restrição a erros de movimentos, sendo especialmente útil na fase de aquisição de habilidades, quando não há plena familiaridade com a atividade, favorecendo o aprendizado motor. O aprendizado pode ainda ser aprimorado quando se associa *feedback* visual e cinestésico, permitindo que se reproduza o padrão de movimento conforme esperado, favorecendo a “memória cinestésica” e diminuindo o número de erros em uma tarefa (Ernst e Banks, 2002; Pinzon et al., 2016).

Segundo Zhong (2011), a orientação ou assistência física, guiada por meio do toque humano em terapias tradicionais garantindo *feedback* cinestésico aumentado, encoraja que o indivíduo realize a tarefa da maneira mais adequada, e seria considerado o fator mais importante na reabilitação pós-AVE. Acredita-se, portanto, que o *feedback* aumentado pode ser uma ferramenta poderosa para ajudar a reconhecer e avaliar a melhor experiência dentre performances, sendo benéfico na melhora do desempenho e no processo de aprendizagem motora, podendo assim ser aplicado em treinamento esportivo, prevenção e reabilitação, de diferentes formas (Lauber e Keller, 2014).

Em reabilitação pós-AVE, os terapeutas almejam a recuperação de funções motoras dos indivíduos acometidos da forma mais rápida e duradoura possível, e o objetivo das pesquisas em aprendizagem motora é aprimorar a (re)aprendizagem motora, otimizando as formas de instrução e *feedback* (Frikha et al., 2019). Considerando que a Fisioterapia tem um papel central na redução da incapacidade e na recuperação da função, é fundamental que se continue investigando e aprimorando programas de treinamento que visam à recuperação motora pós-AVE (Pin-Barre e Laurin, 2015). Portanto, é essencial estudar os mais recentes recursos de Fisioterapia e a maneira como são aplicados a fim de aprimorar seus efeitos na reabilitação.

Conforme comentado anteriormente, apesar do crescente número de estudos em RV e *exergames*, as questões relacionadas à forma como se aplica esta terapia na prática permanecem não respondidas, particularmente a respeito da intervenção do fisioterapeuta oferecendo assistência física e/ou intervenção manual. A presença e possível efeito do *feedback* cinestésico oferecido por um fisioterapeuta durante as intervenções com *exergames* não são claras em muitos estudos - obviamente, o fisioterapeuta é fundamental para a seleção dos jogos de acordo com os objetivos terapêuticos, assim como para oferecer condições seguras de forma a evitar quedas e lesões durante o treinamento. Porém, os estudos são inconsistentes ao relatar a forma de intervenção dos fisioterapeutas (Saposnik et al., 2010).

Apesar as especulações sobre a importância da assistência do fisioterapeuta para ocorrerem resultados positivos (Chen et al., 2016; Tripette et al., 2017; Luque-Moreno et al., 2015), estudos anteriores não descrevem adequadamente o nível e forma de intervenção do fisioterapeuta, e se esta incluiu o *feedback* cinestésico do fisioterapeuta de forma a facilitar movimentos do lado parético ou a inibir estratégias compensatórias no indivíduo pós-AVE. Especificamente, o benefício do *feedback* cinestésico combinado àquele oferecido pela plataforma de força na melhora da função motora de membro inferior, do equilíbrio e da marcha continua inconclusivo e não foi diretamente estudado.

2. OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi comparar os efeitos de um treinamento motor associado a *exergames* realizado com e sem o acréscimo de *feedback* cinestésico oferecido pelo fisioterapeuta, sobre a função motora, o equilíbrio e a marcha de indivíduos com sequelas crônicas de AVE.

2.1. HIPÓTESE

A hipótese principal do presente estudo é que o acréscimo do *feedback* cinestésico oferecido pelo fisioterapeuta durante o treinamento motor associado a *exergames*, favorecerá respostas posturais mais simétricas e eficientes, o que, consequentemente, promoverá ganhos superiores na eficiência das respostas de equilíbrio e na marcha em pessoas com sequelas crônicas de AVE.

3. MÉTODO

3.1. TIPO DE ESTUDO

Trata-se de um ensaio clínico randomizado, controlado e cego.

3.2. CASUÍSTICA

O cálculo do tamanho amostral foi baseado no desfecho primário, o BESTest. Com base em estudo anterior semelhante ao presente estudo em termos de volume, duração e características da intervenção e população estudada (Oliveira, 2018), foram adotados 73,70 pontos como média inicial, 11,76 pontos como desvio padrão e 81,29 pontos como média final (após a intervenção). O cálculo do tamanho da amostra mostrou que 66 participantes (33 em cada grupo) seriam suficientes para um poder superior a 90% ($\alpha = 0,05$).

Pessoas com hemiparesia como sequela crônica de AVE foram recrutados por telefone a partir de um registro do Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Brasil, onde as avaliações e intervenções foram realizadas de outubro de 2017 a abril de 2019.

Os participantes foram randomizados para seus grupos após a avaliação inicial e antes do primeiro dia de treinamento agendado. Um método de randomização simples foi utilizado para alocar os participantes em cada grupo: um pesquisador manteve a alocação oculta e preparou envelopes lacrados, que foram abertos individualmente apenas quando cada participante iniciou o treinamento. Apenas o pesquisador responsável pela condução do treinamento sabia como os participantes estavam alocados e os participantes foram instruídos a não revelar detalhes sobre seu treinamento durante as avaliações, as quais foram realizadas por um avaliador cego devidamente treinado.

3.2.1. Critérios de Inclusão

Os critérios de inclusão para participação neste estudo foram:

- Diagnóstico médico de AVE supra-tentorial, confirmado por tomografia computadorizada ou ressonância magnética, ocorrido há no mínimo 6 meses e cursando com quadro de hemiparesia;
- Idade entre 18 e 65 anos;
- Capacidade de compreender e obedecer a comandos verbais e visuais;
- Capacidade de caminhar por 10 metros de maneira independente com ou sem auxiliar de marcha;
- Capacidade de manter a posição ortostática por 60 segundos sem assistência e alternar passos em degrau de 6 centímetros (correspondente à altura da plataforma do NW) sem uso de meio auxiliar.

3.2.2. Critérios de Exclusão

Foram excluídos do estudo os indivíduos com:

- Comprometimento cognitivo grave definido como ≤ 20 na Escala *Montreal Cognitive Assessment* – MoCA (Nasreddine et al., 2005; Godefroy et al., 2011) (ANEXO A)
- Sinais de negligência hemiespacial, sintomas cerebelares ou afasia, detectáveis clinicamente (respectivamente: teste de cancelamento de estrelas, teste calcanhar Joelho e entrevista);
- Alterações musculoesqueléticas que poderiam afetar a capacidade de andar com segurança;
- Deficiência visual grave ou distúrbio auditivo;
- Participação em outros programas de reabilitação durante o período do estudo.

3.2.3. Termo de Consentimento

O termo de consentimento de cada participante foi obtido antes do início do estudo. Os indivíduos selecionados foram informados dos objetivos do estudo e seus procedimentos e, caso concordassem em participar, assinaram o termo (ANEXO B).

Este estudo está em acordo com o guia CONSORT para desenvolvimento de ensaios clínicos (Moher et al., 2010), e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa sob o parecer nº 2.348.119 (ANEXO C).

3.3. LOCAL

As triagens, os treinamentos e as avaliações dos participantes foram realizados no Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional, localizado na Rua Cipotânea, 51, Cidade Universitária, Universidade de São Paulo, São Paulo – SP, Brasil.

3.4. MATERIAIS

Foram utilizados os seguintes materiais:

- um console do videogame Nintendo Wii®;
- um programa Nintendo Wii Fit Plus®;
- uma plataforma para registro das oscilações posturais (Wii Balance Board® - Nintendo®) que serve de interface para os jogos do Nintendo Wii®;
- um projetor multimídia (Samsung® modelo SP-M200S);
- uma tela para projeção de 1,5m por 1,5m (Visograf®);
- um colchonete (Carci®);
- um bastão de madeira (Carci®);

- um disco de propriocepção (Carci®);
- uma bola de borracha de 10 cm de diâmetro (Carci®);
- uma bola terapêutica de 60 cm de diâmetro (Carci®);
- uma faixa elástica (Carci®);
- uma cadeira sem apoio para os braços.

3.4.1. Nintendo Wii Fit®

O videogame NW (Figura 1) revolucionou a maneira de se jogar por substituir os controles tradicionais pelos controles chamados “Wii Remote” e “Nunchuk”, modificando a interação com os jogos dada inicialmente apenas por movimentos dos dedos, para sistemas que utilizam acelerômetros, emissores e sensores de sinal infravermelho, para a detecção das mudanças de direção, velocidade e aceleração de movimentos mais amplos dos jogadores, inaugurando o conceito de *exergame*.

A WBB é uma plataforma dotada de sensores que detectam o sentido dos deslocamentos de peso dos jogadores (Karasu et al., 2018) (Figura 2). O software Nintendo Wii Fit Plus® (NWF) inclui jogos de equilíbrio, exercícios aeróbicos, entre outros, que devem ser jogados sobre a WBB. Cria-se um avatar (cujas características físicas podem ser modificadas) e este replica na tela do jogo os movimentos desempenhados pelo jogador, em tempo real.

Figura 1 – Console do *Nintendo Wii®* e *Wii Remote®*

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

Figura 2 – *Wii Balance Board®* e os sensores de força nos quatro cantos da plataforma.

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

Os jogos do NWF demandam deslocamentos controlados do centro de pressão do corpo que podem variar de lentos a rápidos, com pequenas ou grandes amplitudes, a depender do jogo. O NWF oferece aos jogadores *feedback* visual, auditivo e, em algumas situações, vibratórias, com a possibilidade de controlar os níveis de dificuldade dos jogos, possibilitando sua utilização por pessoas com disfunções motoras.

Uma revisão sistemática recente sugeriu que a WBB é uma ferramenta confiável e válida para avaliar o equilíbrio em pé (Clark et al., 2018) e outros estudos mostraram que este dispositivo tem excelente validade com plataformas de força de nível de laboratório para quantificar a trajetória do centro de pressão durante a postura estática (Clark et al., 2010; Scaglioni-Solano e Aragón-Vargas, 2014), postura unipodal (Huurnink et al., 2013) e confiabilidade de boa a excelente para avaliação do equilíbrio estático e assimetria de suporte de peso durante uma tarefa dinâmica (Clark et al., 2011; Bower et al., 2014b). A alta confiabilidade da WBB permite a detecção apropriada e *feedback* visual durante o jogo.

O NW deixou de ser produzido no ano de 2013. Entretanto, ainda pode ser adquirido com alguns revendedores pela internet. A confiabilidade de medidas da plataforma somado às informações de descarga de peso entre os membros inferiores fornecidas pela WBB e o potencial terapêutico para treinamento de deslocamentos corporais multidirecionais, interessantes na hemiparesia, além do baixo custo e facilidade de utilização (Carregosa et al.,

2018; Aramaki et al., 2019), foram decisivos na escolha deste sistema para a realização do presente estudo.

Oito jogos do NWF foram selecionados para realizar o treinamento de ambos os grupos no presente estudo, sendo que a diferença entre os grupos se deu pela intervenção manual do fisioterapeuta durante a execução dos jogos, garantindo maior *feedback* cinestésico ao participante, ou a ausência deste.

3.5. PROCEDIMENTO

3.5.1. Avaliações

Ambos os grupos foram avaliados por um avaliador cego devidamente treinado, em três momentos de avaliação: pré, pós e *follow-up* (FU), ou seja, antes de iniciar o treinamento, até uma semana após o término do treinamento, e 60 dias após o término (a fim de verificar a manutenção dos ganhos possivelmente obtidos).

3.5.1.1. Medida primária

A medida primária estabelecida foi a análise do equilíbrio por meio do *Balance Evaluation Systems Test* (BESTest), visando a avaliar os seis sistemas de interação subjacentes ao controle de equilíbrio: restrições biomecânicas, limites de estabilidade / verticalidade, ajustes posturais antecipatórios, respostas posturais, orientação sensorial e estabilidade na marcha (Horak, Wrisley e Frank, 2009). Essa escala é composta por 36 itens, com quatro níveis, de 0 (pior desempenho) a 3 (melhor desempenho), com escore total de 108. O BESTest apresentou confiabilidade adequada em indivíduos com AVE, seja quando avaliado por pontuação total ou por seções (Rodrigues et al., 2014). Esta escala foi adotada como medida primária com base em sua capacidade de distinguir os efeitos do treinamento em diferentes domínios posturais (ANEXO D).

3.5.1.2. Medidas secundárias

As medidas secundárias incluíram a função motora, o desempenho na marcha e a qualidade de vida:

A Escala Fugl-Meyer (FM) é uma medida quantitativa criada especificamente para avaliar a atividade sensório-motora da pessoa com AVE. Seu escore varia de 0 a 226 pontos. É dividida em cinco domínios: função motora, função sensorial, equilíbrio, amplitude de movimento e dor nas articulações. Neste estudo foi utilizada a seção da escala que avalia a função motora do membro inferior acometido, incluindo a avaliação da motricidade reflexa, sinergia flexora e extensora, movimento voluntário e coordenação motora. O escore máximo nesta seção é de 34 pontos (Fugl-Meyer et al., 1975; Maki et al., 2006) (ANEXO E).

O teste de caminhada de 6 minutos (TC6) é utilizado como método de avaliação da marcha, por meio da distância máxima que uma pessoa é capaz de caminhar, o mais rápido possível, em um período de seis minutos, em um corredor com comprimento mínimo de 30 metros. Tem sido usado como uma medida do estado funcional no AVE, pois a distância pode ser um bom indicador da força muscular dos membros inferiores e do equilíbrio (Britto e Souza, 2006; Pradon et al., 2013). O participante foi encorajado com frases pré-determinadas a cada minuto, realizou duas repetições do teste (com intervalo de 15 minutos entre elas) e verificou-se, então, a distância caminhada.

A qualidade de vida foi analisada pela Escala de Qualidade de Vida Específica para Acidente Vascular Encefálico (EQVE-AVE), uma escala de autorrelato com 49 itens que inclui 12 domínios (papel social, mobilidade, energia, linguagem, autocuidado, humor, personalidade, pensamento, função da extremidade superior, papel familiar, visão e trabalho/ produtividade). As respostas são graduadas em um escore de 5 a 1. No formato traduzido para a língua portuguesa, a EQVE-AVE apresenta como possibilidade de resultado o escore de 49 a 245 pontos, sendo que quanto menor o escore maior a dependência e dificuldade para realização de tarefas (Lima, 2006; Lima et al., 2008) (ANEXO F).

3.5.2. Treinamento

Os participantes realizaram 14 sessões de treinamento individual, cada uma com duração de uma hora, por duas vezes por semana, durante sete semanas.

Igualmente para os dois grupos, nos primeiros 30 minutos de cada sessão, os participantes realizaram quatro séries diferentes de exercícios globais (uma série por sessão, alternando entre os dias), acompanhados por um fisioterapeuta. Os exercícios consistiram de alongamentos nos membros inferiores; exercícios resistidos de membros inferiores; exercícios ativos para tronco, pescoço e membros superiores, como forma de promover o aquecimento e preparação para o treino de equilíbrio subsequente (ANEXO G).

Posteriormente, ambos os grupos realizaram 30 minutos de treinamento de equilíbrio com *exergame*, guiado por plataforma de força. No total foram realizados oito jogos do NWF (quatro jogos por sessão, divididos em sessões alternadas. Por sessão, cada jogo era realizado duas vezes, aqui nomeadas como “primeira e segunda tentativas”), os quais estimulavam a simetria entre os membros inferiores guiada por pistas externas, *feedbacks* visuais e rítmicos fornecidos pelo videogame, e requeriam descarga de peso alternada entre os membros inferiores sobre a WBB. O objetivo era estimular o uso do membro inferior parético e favorecer a simetria de descarga de peso entre os membros inferiores.

Os jogos *Basic Step*, *Penguin Slide*, *Heading Soccer* e *Basic Run Plus* foram aplicados nas sessões ímpares, e os jogos *Table Tilt*, *Rhythm Parade*, *Obstacle Course* e *Tilt City* nas sessões pares. O único jogo que não utilizava a plataforma de força era o *Basic Run Plus*, mas neste caso o controle remoto era posicionado no quadril do membro inferior parético, oferecendo informação da participação deste membro na atividade. Os jogos foram selecionados de acordo com as exigências motoras de equilíbrio estático e dinâmico, desencadeadas e dirigidas por tarefas associadas a funções cognitivas, em geral associando demandas de simetria, descarga de peso alternada entre os membros inferiores,

mudanças no posicionamento do centro de gravidade, dupla tarefa e marcha estacionária (ANEXO H).

Em ambos os grupos, imediatamente antes de iniciar cada jogo, um fisioterapeuta (treinado para aplicar as duas formas de intervenção) fornecia orientações iniciais quanto aos objetivos, regras e estratégias para controle do avatar e sobre como jogar da melhor maneira possível. Apenas no primeiro contato com o videogame, o participante passou por uma familiarização com o jogo em questão (uma demonstração de como o jogo funcionava, em que o participante jogava por menos de um minuto, apenas para entender seu funcionamento) - momento em que o fisioterapeuta já era capaz de observar as estratégias motoras desempenhadas pelo participante durante a execução do jogo. Em seguida, o participante era convidado a iniciar o jogo, realizando duas tentativas para cada jogo por sessão.

Durante toda a intervenção, para ambos os grupos, o fisioterapeuta fornecia estímulos verbais motivacionais sistematicamente semelhantes para os dois grupos (frases motivacionais predefinidas para momentos específicos do jogo, por exemplo: “vá em frente”, “continue, você está indo bem”), além de traduzir verbalmente ao participante o resultado projetado na tela ao final de cada tentativa do jogo. Além disso, o fisioterapeuta garantia a segurança do participante ao longo de todo o treinamento, posicionando-se próximo a ele. As diferenças a respeito da forma de intervenção do fisioterapeuta entre os grupos ocorreram conforme especificações detalhadas a seguir.

3.5.2.1. Grupo Experimental (GE): grupo *com* adição do *feedback* cinestésico do fisioterapeuta

No GE (grupo com a intervenção manual do fisioterapeuta, ou seja, *feedback* cinestésico), na primeira tentativa do jogo, o fisioterapeuta posicionava-se posteriormente ao participante, favorecendo os movimentos compatíveis com a demanda do jogo conforme necessário, com suas mãos nas cristas ilíacas do participante. Com base na observação prévia da performance motora na fase de familiarização com o jogo, o fisioterapeuta promovia o

feedback cinestésico aumentado por meio do seu toque, assistindo manualmente os movimentos do participante, buscando correções de velocidade, direção, aceleração, amplitude, ritmo e coordenação dos movimentos necessários para atingir os objetivos do jogo e, mais importante sob o aspecto terapêutico, facilitando os movimentos no lado parético e evitando movimentos compensatórios que reforçassem os padrões motores inapropriados apresentados (Figura 3).

A assistência manual garantindo *feedback* cinestésico aumentado era associada a correções verbais sobre os mesmos parâmetros, permitindo, assim, a correção imediata dos movimentos realizados, inibindo respostas ineficientes e favorecendo que o participante pudesse alcançar uma melhor pontuação nos jogos com maior simetria de descarga de peso entre os membros inferiores. O mesmo procedimento foi repetido para cada um dos jogos durante todo o treinamento.

Na segunda tentativa, por sua vez, não eram fornecidas assistência manual tampouco verbal, para que a pessoa pudesse organizar sua performance por si só após o direcionamento dado pelo fisioterapeuta na tentativa anterior.

O volume e a intensidade do *feedback* cinestésico eram diminuídos gradualmente ao longo das sessões, de acordo com a diminuição da necessidade demandada pelo participante conforme melhora gradativa em sua performance.

3.5.2.2. Grupo Controle (GC): grupo *sem* o *feedback* cinestésico do fisioterapeuta

No GC (grupo que não recebeu intervenção manual do fisioterapeuta, ou seja, sem adição do *feedback* cinestésico), nenhum *feedback* cinestésico ou verbal do fisioterapeuta foram fornecidos nas duas tentativas dos jogos.

A participação do fisioterapeuta durante o treino restringiu-se a garantir a segurança do participante ao posicionar-se próximo a ele, mas sem interferir na performance, além de fornecer os mesmos estímulos motivacionais e traduzir o resultado fornecido pelo jogo ao final de cada tentativa (Figura 4).

Figura 3: Participante do GE durante treinamento de equilíbrio com *exergame* sobre plataforma, sob intervenção manual do fisioterapeuta, oferecendo assistência física somada a correções verbais.

Figura 4: Participante do GC durante treinamento de equilíbrio com *exergame* sobre plataforma, sem intervenção manual ou verbal do fisioterapeuta.

3.6. ANÁLISE DOS RESULTADOS

As características demográficas e clínicas dos participantes do GE e do GC foram comparadas usando o teste t não-pareado. A distribuição das variáveis foi testada pelo teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov.

Para analisar os resultados das medidas primárias e secundárias, foi realizada análise de variância de medidas repetidas (ANOVA-MR, 2x3). Os fatores foram grupo (GE, GC) e avaliação (pré, pós e FU). Para efeitos que alcançaram significância estatística, foi realizado teste post-hoc de Tukey-Kramer. A análise de intenção de tratar (IT) foi aplicada com a colocação simples de variáveis perdidas pela última observada.

Embora não tenha sido considerado como desfecho do presente estudo, a pontuação obtida nos jogos nas sessões de treinamento também foi analisada

por meio de ANOVA-MR, uma para cada jogo, considerando-se como fator grupo e sessão, sendo esta última adotada como medida repetitiva.

As diferenças foram consideradas significativas quando $p < 0,05$. A análise estatística foi realizada utilizando o programa *Statistica* Versão 13 (*TIBCO Software Inc. USA*).

4. RESULTADOS

No total, 497 indivíduos com AVE foram contatados, sendo que 116 foram triados e, destes, 80 foram excluídos por: não preencherem os critérios de inclusão ($n = 38$), não comparecerem às avaliações ($n = 24$) ou não terem interesse em participar do estudo ($n = 18$). Trinta e seis indivíduos foram randomizados entre os grupos (Figura 5).

4.1. CARACTERÍSTICAS DOS PARTICIPANTES

As características demográficas e clínicas dos participantes são apresentadas por grupos na Tabela 1. Não houve diferenças significativas entre estes em nenhuma variável analisada. Nenhum evento adverso foi relatado em ambos os grupos.

Figura 5: Fluxograma do estudo.

GE: Grupo Experimental; GC: Grupo Controle; IT: análise por intenção de tratar.

Tabela 1. Análise Descritiva: características demográficas e clínicas da amostra (N = 30)

	GE	GC	
	n=17	n=13	p-valor
Idade (anos), média (DP)	48,4 (9,1)	46,4 (13,4)	0,12
Tempo de lesão (meses), média (DP)	61,7 (61)	56,8 (38,8)	0,17
Escolaridade (anos), média (DP)	12,1 (3,4)	12,8 (2,7)	0,56
Gênero, n (%)			0,18
Masculino	10 (58,8)	4 (30,8)	
Feminino	7 (41,2)	9 (69,2)	
Hemiparesis, n (%)			0,43
Direita	6 (35,3)	7 (53,8)	
Esquerda	11 (64,7)	6 (46,2)	
BESTest (escore: 0-108), média (DP)	73,7 (12,33)	76,15 (13,08)	0,94
FM (escore: 0-32), média (DP)	21,41(4,45)	24,23 (4,85)	0,74
TC6 (m), média (DP)	259,9 (65,6)	287,95 (81,41)	0,37
EQVE-AVE (escore: 49-245), média (DP)	188,4 (29,9)	196,92 (33,42)	0,58

GE: Grupo Experimental; GC: Grupo Controle. DP: desvio padrão. BESTest: *Balance Evaluation Systems Test*; FM: Fugl-Meyer, seção de membro inferior; TC6: Teste de Caminhada de 6 minutos; EQVE-AVE: Escala de Qualidade de Vida Específica para pessoas com Acidente Vascular Encefálico

4.2. EFEITOS DO TREINAMENTO

4.2.1. Medida Primária

A ANOVA-MR não revelou efeito estatisticamente significativo para grupo e interação entre fatores para a pontuação global do BESTest. Houve, entretanto, efeito de avaliação ($F=20,13$; $p<0,001$; poder=0,99) (Tabela 2). O teste post-hoc de Tukey confirmou que houve uma melhora estatisticamente significativa entre as avaliações pré e pós e entre pré e FU independente do grupo (Figura 6). A análise por IT demonstrou resultados semelhantes.

Figura 6 – Gráfico da pontuação média do BESTest Total, para Grupo experimental (GE) e Grupo Controle (GC), nos três momentos de avaliação. *Whiskers* representam erro padrão.

A análise do BESTest por seções mostrou ausência de efeitos ou interações estatisticamente significativa para a seção V (Orientação sensorial).

Em contraste, para as seções III (Ajuste postural antecipatório), seção IV (Respostas posturais) e seção VI (Estabilidade na marcha), foram encontrados efeitos estatisticamente significativos para avaliação ($F=10,02$; $p<0,006$; $\text{poder}=0,84$; $F=11,38$; $p<0,001$; $\text{poder}=0,99$; e $F=24,40$; $p<0,001$; $\text{poder}=0,99$, respectivamente), sem efeito significativo para grupo ou interação entre fatores. O teste post-hoc de Tukey confirmou melhora estatisticamente significativa na pontuação das seções III, IV e VI entre as avaliações pré e pós, e pré e FU, independentemente do grupo. A análise não realizada por IT demonstrou resultados semelhantes (Tabela 2).

Para a seção I (Restrições Biomecânicas) e seção II (Limites de Estabilidade / Verticalidade), houve interações estatisticamente significativas entre grupos e avaliação ($F=26,6$; $p<0,001$; $\text{poder}=0,99$ e $F=10,93$; $p<0,001$; $\text{poder}=0,99$; respectivamente). O teste post-hoc de Tukey mostrou que, enquanto o GE obteve uma melhora estatisticamente significativa nas seções I

e II entre as avaliações pré e pós e pré e FU, o GC teve um piora estatisticamente significativa entre as avaliações (Figuras 7 e 8, Tabela 2). A análise não realizada por IT demonstrou resultados semelhantes.

Em síntese, o treinamento promoveu efeitos similares nos grupos, com melhora na pontuação total das Seções III, IV e VI e ausência de modificações na seção V do BESTest. Por outro lado, o treinamento promoveu efeitos opostos nos grupos para as pontuações das seções I e II: melhora na pontuação para o GE e piora na pontuação para o GC.

Figura 7: Gráfico da pontuação média da Seção I do BESTest (Restrições biomecânicas), para Grupo experimental (GE) e Grupo Controle (GC), nos três momentos de avaliação. *Whiskers* representam erro padrão. * $p<0,001$; ** $p=0,002$; *** $p=0,048$

Figura 8: Gráfico da pontuação média da Seção II do BESTest (Limites de estabilidade / Verticalidade), para Grupo experimental (GE) e Grupo Controle (GC), nos três momentos de avaliação. *Whiskers* representam erro padrão. * $p=0,004$; ** $p=0,01$; *** $p=0,03$.

Tabela 2: Média (DP) para a medida primária em cada grupo, Pré, Pós e FU, e análise ANOVA-MR

	Avaliações			Diferença Pós-Pré Média (DP)	Diferença FU-Pré Média (DP)	ANOVA-MR		
	Pré Média (DP)	Pós Média (DP)	FU Média (DP)			Grupo (p)	Avaliação (p)	Grupo X Avaliação (p)
BESTest Total (escore: 0-108)						0,568	<0,001*	0,058
GE	73,7 (12,33)	84,41 (9,59)	81,29 (9,45)	10,71 (9,08) ^a	7,59 (10,09) ^a			
GC	76,15 (13,08)	80 (10,19)	81,69 (11,57)	3,85 (6,17) ^a	5,54 (6,6) ^a			
BESTest Seção I (escore: 0-15)						0,068	0,756	<0,001*
GE	7,82 (2,48)	10,52 (2,4)	9,47 (2,6)	2,7 (2,25) ^a	1,65 (1,83) ^a			
GC	9,92 (2,84)	7,76 (2,45)	8,23 (3,08)	-2,16 (1,9) ^b	-1,69 (2,46) ^d			
BESTest Seção II (escore: 0-21)						0,132	0,024*	0,032*
GE	16,17 (2,55)	17,82 (1,7)	17,82 (1,38)	1,65 (2,18) ^b	1,65 (2,5) ^c			
GC	16,23 (1,69)	15,85 (3,31)	16,84 (3,55)	-0,38 (3,04) ^c	0,61 (3,55) ^d			
BESTest Seção III (escore: 0-18)						0,540	0,006*	0,858
GE	11,82 (2,04)	12,76 (2,51)	12,59 (2,2)	0,94 (2,07) ^b	0,77 (1,89) ^d			
GC	11,46 (3,45)	12,69 (2,69)	12,38 (2,69)	1,23 (1,74) ^b	0,92 (1,8) ^d			
BESTest Seção IV (escore: 0-18)						0,503	<0,001*	0,449
GE	11,12 (4,03)	13,65 (3,2)	13,06 (2,99)	2,53 (4,51) ^a	1,94 (5,12) ^a			
GC	11,15 (4,52)	14,38 (1,98)	14,61 (2,06)	3,23 (4,02) ^a	3,46 (3,84) ^a			
BESTest Seção V (escore: 0-15)						0,277	0,284	0,900
GE	12,94 (2,75)	13,52 (1,33)	13,29 (1,72)	0,58 (2,06)	0,35 (1,83)			

continua

Tabela 2: Média (DP) para a medida primária em cada grupo, Pré, Pós e FU, e análise ANOVA-MR (conclusão)

	Avaliações			Diferença Pós-Pré Média (DP)	Diferença FU-Pré Média (DP)	ANOVA-MR		
	Pré Média (DP)	Pós Média (DP)	FU Média (DP)			Grupo (p)	Avaliação (p)	Grupo X Avaliação (p)
BESTest Seção VI (escore: 0-21)								
GC	13,92 (2,1)	14.23 (1.69)	14.07 (1.8)	0,31 (1,1)	0,15 (1,4)			
						0,277	0,284	0,900
GE	13,82 (3,2)	16.12 (2.47)	15.06 (2.63)	2,3 (1,49) ^a	1,24 (2,05) ^a			
GC	13,46 (2,9)	15.54 (1.45)	15.54 (2.1)	2,08 (1,93) ^a	2,08 (2,25) ^a			

FU: Follow-up; DP: desvio padrão; BESTest: *Balance Evaluation Systems Test*; GE: Grupo Experimental; GC: Grupo Controle. * efeitos que atingiram significância estatística. ^a Teste Post-hoc $p < 0,001$; ^b Teste Post-hoc $p < 0,005$; ^c Teste Post-hoc $p < 0,01$; ^d Post-hoc test $p < 0,05$.

4.2.2. Medidas secundárias

Para o TC6 e a EQV-AVE, a ANOVA-MR mostrou um efeito estatisticamente significativo para o fator avaliação ($F=15,71$; $p<0,001$; $\text{poder}=0,99$ e $F=15,27$; $p<0,001$; $\text{poder}=0,99$, respectivamente), sem efeito estatisticamente significativo para grupo ou interações entre os fatores. O teste post-hoc confirmou melhora estatisticamente significativa para o TC6 e a EQV-AVE entre as avaliações pré e pós, e pré e FU, independentemente do grupo (Tabela 3). A análise não realizada por IT demonstrou resultados semelhantes.

Em contraste, a ANOVA-MR mostrou interação estatisticamente significativa entre grupo e avaliação para a pontuação da FM ($F=5,60$; $p=0,006$; $\text{poder}=0,84$). O teste post-hoc de Tukey confirmou uma melhora estatisticamente significativa entre as avaliações pré e pós e pré e FU apenas para o GE (Figura 9). A análise não realizada por IT demonstrou resultados semelhantes (Tabela 3).

Em síntese, enquanto o treinamento promoveu melhorias significativas no TC6 e EQV-AVE para ambos os grupos, promoveu ganhos significativos na pontuação da FM apenas para o GE.

Figura 9 – Gráfico da pontuação média da seção de membro inferior da Escala Fugl-Meyer (FM), para Grupo Experimental (GE) e Grupo Controle (GC), nos três momentos de avaliação. *Whiskers* representam o erro padrão. * $p<0,001$; ** $p=0,001$.

Tabela 3: Média (DP) para medidas secundárias em cada grupo, Pré, Pós e FU, e análise ANOVA-MR

	Avaliações			Diferença Pós-Pré Média (DP)	Diferença FU-Pré Média (DP)	ANOVA-MR		
	Pré Média (DP)	Pós Média (DP)	FU Média (DP)			Grupo (p)	Avaliação (p)	Grupo X Avaliação (p)
FM (escore: 0-32)						0,871	<0,001*	0,006*
GE	21,41 (4,45)	24,94 (5,37)	24,29 (5,18)	3,53 (2,62) ^a	2,88 (3,12) ^a			
GC	24,23 (4,85)	24,46 (5,59)	24,92 (5,34)	0,23 (2,42)	0,69 (2,81)			
TC6 (m)						0,468	<0,001*	0,684
GE	259,97 (65,6)	293,18 (89,88)	303,68 (90,78)	33,21 (50,53) ^a	43,71 (55,3) ^a			
GC	287,95 (81,41)	326,02 (88,07)	322,76 (104)	38,07 (38,84) ^a	34,81 (41,77) ^a			
EQV-AVE (escore: 49-245)						0,258	<0,001*	0,501
GE	188,4 (29,9)	199,47 (23,47)	198,64 (26,26)	11,07 (19,31) ^a	10,24 (19,78) ^a			
GC	196,92 (33,42)	212,23 (19,4)	215,76 (20,67)	15,31 (23,98) ^a	18,84 (21,03) ^a			

FM: Fugl-Meyer, seção de membro inferior; TC6: Teste de Caminhada de 6 minutos; EQV-AVE: Escala de Qualidade de Vida Específica para Acidente Vascular Encefálico; GE: Grupo Experimental; GC: Grupo Controle. * Efeitos que atingiram significância estatística. ^a Teste Post-hoc p<0,001; ^b Teste Post-hoc p<0,005; ^c Teste Post-hoc p<0,01; ^d Teste Post-hoc p<0,05.

4.2.3. Pontuação nos jogos nas sessões de treinamento

A ANOVA-MR mostrou efeito estatisticamente significativo de sessão, sem efeito significativo de grupo ou interação entre fatores. O pós-teste de Tukey mostrou aumento significativo entre a primeira e última sessão para todos os jogos (Tabela 4).

Tabela 4: Média (DP) da pontuação em cada jogo (primeira e última sessões), em cada grupo.

		Sessões		ANOVA-MR		
		Primeira sessão Média (DP)	Última sessão Média (DP)	Grupo (p)	Sessão (p)	Grupo X Sessão (p)
Table Tilt				0,46	<0,001*	0,65
	GE	34,1 (12,3)	48,2 (21,8)			
	GC	28,4 (13,4)	44,9 (28,2)			
Rhythm Parade				0,27	<0,001*	0,81
	GE	174 (81,7)	235,5 (101,9)			
	GC	151,2 (84,6)	202,5 (99)			
Obstacle Course				0,16	0,01*	0,6
	GE	43,3 (38,7)	107,8 (116,6)			
	GC	21,7 (17,6)	61,5 (97,7)			
Tilt City				0,15	<0,001*	0,56
	GE	46,3 (23,1)	88,1 (49)			
	GC	36,4 (17)	68,2 (21)			
Basic Step				0,77	<0,001*	0,21
	GE	75,3 (34,5)	126,4 (49,7)			
	GC	73,5 (34,7)	140,9 (46,8)			
Penguin				0,16	<0,001*	0,14
	GE	43,6 (7,7)	60,8 (15,2)			
	GC	43,1 (7,6)	51,9 (14,8)			
Heading Soccer				0,45	<0,001*	0,71
	GE	18,7 (18,5)	32,6 (25,6)			
	GC	13,7 (7,1)	24,2 (23,2)			
Basic Run				0,33	<0,001*	0,09
	GE	53,4 (16,7)	64,2 (26,6)			
	GC	55 (17,8)	76,7 (29,9)			

GE: Grupo Experimental; GC: Grupo Controle. * Efeitos que atingiram significância estatística.

5. DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo indicam que o acréscimo do *feedback* cinestésico oferecido por meio da assistência manual de um fisioterapeuta durante o treinamento de equilíbrio com *exergames* promoveu ganhos superiores ao mesmo treinamento apenas com *feedback* visual e auditivo oferecido pelo videogame, para a função de membros de inferiores e determinados domínios do equilíbrio (restrições biomecânicas e limites de estabilidade). Para estes últimos, o grupo que recebeu apenas o *feedback* visual e auditivo do videogame apresentou piora significativa. Para as demais medidas, ambos os treinamentos promoveram ganhos significativos de forma similar, ou ausência de ganhos.

Esses resultados confirmaram parcialmente a hipótese principal do presente estudo: para alguns desfechos, de fato, o acréscimo do *feedback* cinestésico do fisioterapeuta promoveu ganhos superiores, enquanto para outros desfechos não agregou ganhos adicionais, ao considerar globalmente o equilíbrio, por exemplo. Na nossa opinião, entretanto, o mais surpreendente é que, para três desfechos específicos da avaliação do equilíbrio e função motora, a ausência do *feedback* cinestésico do fisioterapeuta permitiu perdas significativas.

Considerando que a análise da pontuação inicial e final nos jogos demonstrou que ambos os grupos obtiveram aumentos similares no desempenho dos jogos ao longo das sessões - ou seja, a adição do *feedback* cinestésico não interferiu na aprendizagem do jogos -, é plausível supor que, enquanto o GE melhorava seu desempenho nos jogos, pelo menos em parte, por meio de movimentos possivelmente mais simétricos e eficientes, o GC melhorava seu desempenho por meio de aperfeiçoamento de estratégias compensatórias provavelmente mais assimétricas. Essa diferença não pode ser identificada por todos os desfechos, mas apenas por aqueles que avaliavam de forma mais específica o alinhamento postural, os limites de estabilidade e a função de membros inferiores de forma mais isolada para cada hemicorpo. Isso

porque, no BESTest, o domínio destinado a mensurar as restrições biomecânicas avalia a base de apoio, o alinhamento do centro de massa considerando o alinhamento segmentar postural entre os lados do corpo, o comprometimento de força e amplitude de tornozelo em ortostatismo entre os pés, o apoio unipodal levando em consideração o alinhamento de tronco - ou seja, desfechos mais sensíveis à presença de assimetria. O domínio da escala destinado a mensurar os limites de estabilidade avalia a habilidade de realizar alcance deslocando o centro de gravidade para o limite máximo à direita e à esquerda - ou seja, desfecho que permite a avaliação isolada do controle postural dos hemicorpos. Os demais domínios, por sua vez, avaliam as habilidades relacionadas ao equilíbrio em geral sem identificar alterações no alinhamento postural ou assimetria entre os lados do corpo durante sua execução.

O mesmo argumento pode ser utilizado para interpretar os resultados obtidos pela FM, que avaliou a função dos membros inferiores, especificamente a motricidade reflexa, as sinergias e a seletividade do movimento. A melhora da função dos membros inferiores também foi associada apenas à presença do *feedback* cinestésico do fisioterapeuta, já que a intervenção idêntica sem este tipo de *feedback* aumentado não foi eficiente para melhorar o resultado relacionado à função do membro inferior.

Em conjunto, esses resultados sugerem que o *feedback* cinestésico aumentado, oferecido pelo contato manual do fisioterapeuta durante o treinamento com *exergame*, foi importante para estimular a função motora do lado hemiparético. Especulamos que a ausência de melhora na função dos membros inferiores apresentada após o treinamento sem a intervenção do fisioterapeuta na forma de assistência física (apesar do desempenho semelhante na pontuação dos jogos) indica que os participantes estavam usando estratégias compensatórias para alcançar uma pontuação satisfatória nos jogos. Como consequência, apesar da melhora no equilíbrio global revelada pelo aumento na pontuação total na medida de avaliação do equilíbrio, o treinamento na ausência do *feedback* cinestésico dificultou o alinhamento postural e a simetria, avaliados

pelos domínios de Restrições Biomecânicas e Limites de Estabilidade do BESTest.

Sabe-se que a falta de controle seletivo no membro parético resulta em assimetria de descarga e respostas de equilíbrio deficitárias (Roerdink et al., 2009). Os resultados do estudo de Miranda et al. (2019) mostraram que após um curto período de treinamento de equilíbrio baseado em *exergame* para indivíduos pós-AVE, não houve melhora no controle postural em termos de descarga simétrica de peso e limites de estabilidade látero-lateral avaliado de forma objetiva por meio de plataforma de equilíbrio. Entretanto, deve-se levar em consideração que os próprios autores comentam que o volume de treinamento pode ter sido insuficiente no estudo. Vários estudos anteriores, por outro lado, mostraram que as intervenções que utilizam RV/ *exergames* favorecem a melhora do equilíbrio após o AVE (Corbetta et al., 2015; Morone et al., 2014), embora os autores não discriminem os efeitos do treinamento em domínios distintos do controle postural. Esses achados sugerem que os ganhos com esse tipo de intervenção sejam predominantemente associados a melhoria da eficiência de estratégias compensatórias e não pela recuperação propriamente dita do controle postural simétrico.

À luz desses resultados, consideramos que é plausível supor que o treinamento de equilíbrio com *exergame* sem o *feedback* cinestésico aumentado fornecido por um fisioterapeuta promova a melhora nas respostas de equilíbrio por meio do aperfeiçoamento das estratégias compensatórias em resposta à hemiparesia. Em contraste, o mesmo treinamento guiado por estímulos cinestésicos adequados pode de fato promover recuperação no controle postural simétrico.

Embora, no melhor do nosso conhecimento, o presente estudo seja o primeiro a mostrar resultados nesse sentido, estudos anteriores já haviam alertado para essa possibilidade. Saposnik et al (2010) mencionou que, quando o treinamento é realizado sem a intervenção do fisioterapeuta, é provável que padrões de movimento inadequados sejam reforçados, uma vez que o jogo apenas fornece *feedback* do próprio movimento, de forma que o jogador pode adotar uma variedade de estratégias para atingir o objetivo do jogo - e algumas

destas não são necessariamente estratégias adaptativas ideais a serem reforçadas. Na mesma linha, Deutsch et al. (2011) enfatizou que o treinamento baseado em RV favorece o modelo de "conhecimento dos resultados" em relação ao "conhecimento do desempenho"; em outras palavras, o participante tende a focar mais no desempenho do jogo do que na qualidade dos movimentos.

O treino com *exergame*, por se tratar de uma prática com grande número de repetições tarefa-específica (necessária para a reorganização neural), que encoraja a resolução de problemas e garante aumentado e constante *feedback* visual e auditivo também sobre os erros e acertos (aspectos integrantes do aprendizado motor), tem o potencial de induzir mudanças plásticas sobre o sistema nervoso central (Fu et al., 2015; Omiyale et al., 2015). Da mesma maneira, se não adequadamente aplicado, pode reforçar padrões de movimento inadequados estabelecidos pós-lesão. A chamada "compensação comportamental", diferente do conceito de recuperação, refere-se a estratégias comportamentais alternativas que contornam deficiências para permitir a execução de tarefas e a obtenção de metas (Jones, 2017). Os mesmos tipos de treinamento motor podem promover recuperação e compensação, com estratégias envolvendo o uso do membro não parético e, segundo Jones (2017), identificar, inibir ou não reforçar as estratégias compensatórias é crucial para promover a real recuperação da função após o AVE (Jones, 2017).

Com base em nossos resultados, o *feedback* cinestésico aumentado foi fundamental para melhorar alguns aspectos essenciais do controle de equilíbrio afetados pelo AVE, cujos ganhos foram mantidos inclusive dois meses após o término do treinamento. Estudos anteriores realizados com indivíduos saudáveis já haviam demonstrado que o *feedback* cinestésico oferecido pelo contato corporal com uma restrição física na pelve, além do *feedback* visual, pode melhorar os resultados do treinamento (Wulf e Toole, 1999; Wulf et al., 1998). Outras evidências mostraram que a aprendizagem motora pode ser aprimorada pela associação de *feedback* visual e cinestésico (Ernst e Banks, 2002; Frikha et al., 2019; Pinzon et al., 2016). Além disso, estudos que investigaram a relação entre funções sensório-motoras e controle postural em indivíduos de diferentes

idades demonstraram que, dentre todas as funções sensoriais medidas, o *feedback* cinestésico de membros inferiores demonstrou ser o sistema sensorial mais importante na manutenção da estabilidade postural estática em todas as idades, interferindo diretamente na estabilidade postural (Lord et al., 1991; 1994; Wells et al., 2003).

Segundo Sigrist et al. (2013b), o *feedback* aumentado pode aprimorar a performance nos estágios iniciais do aprendizado, mas os ganhos obtidos tendem a se perder na fase de retenção - este achado é explicado pela hipótese de que manter permanentemente o *feedback* pode levar à dependência deste, fazendo com que o indivíduo ignore seu *feedback* intrínseco. Por isso, no presente estudo, houve o cuidado de ir diminuindo gradativamente o volume e a intensidade do *feedback* cinestésico ao longo das sessões, conforme a percepção, pelo fisioterapeuta, da necessidade do participante em questão de acordo com a melhora gradativa em sua performance durante a execução do jogo.

Com relação a ajuste postural antecipatório, respostas posturais e estabilidade na marcha, desempenho na marcha e qualidade de vida, ambas as intervenções promoveram melhorias semelhantes. Em outras palavras, para desfechos que avaliam o desempenho globalmente, sem isolar as respostas dos hemisferios, a adição do *feedback* cinestésico não foi fundamental para garantir resultados positivos. Esses resultados confirmam resultados anteriores que mostram que intervenções baseadas em *exergame* são eficientes para melhorar as respostas posturais (Yatar e Yildirim, 2015) e a resistência na marcha (Morone et al., 2014).

Por fim, devemos destacar que não houve mudança em um dos domínios posturais (Orientação Sensorial) após o treinamento, para ambos os grupos. Considerando que os participantes incluídos no presente estudo já apresentaram pontuação consideravelmente elevada neste domínio desde a avaliação inicial (inclusive, a ausência de disfunção vestibular foi definida como critério de inclusão no estudo), trata-se de um resultado esperado.

De acordo com nosso conhecimento, o presente estudo é o primeiro a comparar diretamente duas intervenções de equilíbrio idênticas baseadas em

exergame, exceto pela adição do *feedback* cinestésico oferecido pelo fisioterapeuta durante a execução dos jogos.

5.1 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Os resultados deste estudo limitam-se a um grupo restrito com sequelas crônicas, capaz de jogar os jogos propostos em termos de funções motoras e cognitivas. A discrepância entre o número de participantes recrutados e incluídos demonstra esta limitação do estudo. Como consequência, os resultados não podem ser generalizados para indivíduos pós-AVE com disfunção motora e cognitiva mais grave. Pesquisas futuras devem considerar a inclusão de uma amostra maior de participantes com essas características.

5.2 IMPLICAÇÕES CLÍNICAS

Os resultados deste estudo demonstram que, embora haja especulações sobre a possibilidade do uso das terapias baseadas em RV/ *exergames* de forma autônoma pelos usuários, o *feedback* cinestésico oferecido pelo fisioterapeuta durante a execução dos jogos se mostrou essencial quando são levados em consideração determinados objetivos específicos em reabilitação pós-AVE. A melhora do equilíbrio acompanhada pela melhora na função motora de membro inferior e nas questões biomecânicas e de alinhamento postural são fatores cruciais ao tratamento de indivíduos com hemiparesia, demonstrando a importância da intervenção do fisioterapeuta promovendo *feedback* cinestésico aumentado durante a execução de jogos comerciais, ou seja, oferecendo um *feedback* além daquele oferecido pela plataforma do jogo. Estes resultados possibilitam um melhor entendimento a respeito da forma de intervenção do fisioterapeuta durante a terapia com *exergame* e favorecem um melhor direcionamento desta intervenção.

6. CONCLUSÕES

A intervenção do fisioterapeuta oferecendo *feedback* cinestésico aumentado durante o treinamento de equilíbrio com *exergame* mostrou-se como um fator decisivo para a melhora da função motora de membro inferior e de importantes domínios posturais, especificamente fatores biomecânicos e limites de estabilidade (os quais podem piorar após o mesmo treinamento sem a dada intervenção). Outros aspectos como qualidade de vida e desempenho da marcha a longa distância foram aprimorados independentemente da forma de intervenção do fisioterapeuta durante a aplicação dos jogos.

7. ANEXOS

7.1. ANEXO A - Escala *Montreal Cognitive Assessment* (MoCA)

MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT (MOCA) Nome: _____ Data de nascimento: ____/____/____
Versão Experimental Brasileira Escolaridade: _____ Data de avaliação: ____/____/____
 Sexo: _____ Idade: _____

VISUOESPACIAL / EXECUTIVA		Copiar o cubo		Desenhar um RELÓGIO (onze horas e dez minutos) (3 pontos)		Pontos
				[] Contorno [] Números [] Ponteiros		___/5
NOMEAÇÃO						
						___/3
MEMÓRIA						
Leia a lista de palavras. O sujeito deve repeti-las, faça duas tentativas. Evocar após 5 minutos.		Rosto Veludo Igreja Margarida Vermelho		Sem Pontuação		
1ª tentativa						
2ª tentativa						
ATENÇÃO						
Leia a sequência de números (1 número por segundo).		O sujeito deve repetir a sequência em ordem direta [] 2 1 8 5 4		O sujeito deve repetir a sequência em ordem indireta [] 7 4 2		___/2
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. [] 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						
Subtração de 7 começando pelo 100 [] 93 [] 86 [] 79 [] 72 [] 65 ___/3 4 ou 5 subtrações corretas: 3 pontos; 2 ou 3 corretas 2 pontos; 1 correta 1 ponto; 0 correta 0 ponto						
LINGUAGEM						
Repetir: Eu somente sei que é João quem será ajudado hoje. []		O gato sempre se esconde embaixo do sofá quando o cachorro está na sala. []				___/2
Fluência verbal: dizer o maior número possível de palavras que comecem pela letra F (1 minuto). [] _____ (N ≥ 11 palavras) ___/1						
ABSTRAÇÃO						
Semelhança p. ex. entre banana e laranja = fruta [] trem - bicicleta [] relógio - régua						___/2
EVOCAÇÃO TARDIA						
Deve recordar as palavras SEM PISTAS		Rosto Veludo Igreja Margarida Vermelho		Pontuação apenas para evocação SEM PISTAS		___/5
Pista de categoria						
Pista de múltipla escolha						
OPCIONAL						
ORIENTAÇÃO						
[] Dia do mês [] Mês [] Ano [] Dia da semana [] Lugar [] Cidade						___/6
© Z. Nasreddine MD www.mocatest.org Versão experimental Brasileira: Ana Luisa Rosas Sarmento Paulo Henrique Ferreira Bertolucci - José Roberto Wajman (UNIFESP-SP 2007)						TOTAL Adicionar 1 pt se ≤ 12 anos de escolaridade ___/30

7.2. ANEXO B - Termo de Consentimento

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: COMPARAÇÃO DOS EFEITOS DE UM TREINAMENTO MOTOR EM REALIDADE VIRTUAL REALIZADO COM E SEM INTERVENÇÃO DO FISIOTERAPEUTA SOBRE A FUNÇÃO MOTORA, O EQUILÍBRIO E A MARCHA DE PACIENTES COM SEQUELAS CRÔNICAS DE AVE: UM ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO.

PESQUISADOR: Maria Elisa Pimentel Piemonte

CARGO/FUNÇÃO: Docente. Inscrição Conselho Regional Nº 12863-F

UNIDADE DA FMUSP: Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional

2. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

RISCO MÍNIMO	☒	RISCO MÉDIO	☐
RISCO BAIXO	☐	RISCO MAIOR	☐

3.DURAÇÃO DA PESQUISA: Dois anos

FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Convidamos o(a) Senhor(a) a participar desta pesquisa, que tem como objetivo comparar os efeitos de um treinamento usando jogos de videogame, em que a pessoa com Acidente Vascular Cerebral (AVC ou “derrame”) joga com supervisão mais a ajuda manual e verbal de um fisioterapeuta ou apenas com a supervisão de um fisioterapeuta, para melhorar o equilíbrio e o andar.

Caso o(a) Senhor(a) concorde em participar deste estudo, o(a) Senhor(a) passará por uma avaliação do seu equilíbrio e seu jeito de caminhar por meio de testes e de perguntas realizadas por um fisioterapeuta qualificado e treinado. Essa avaliação será repetida no final do treinamento pelo mesmo fisioterapeuta e após 2 meses do final do treinamento.

Após a avaliação, o(a) Senhor(a) participará de um sorteio para definir qual dos dois grupos de treinamento o(a) Senhor(a) realizará (grupo com supervisão do fisioterapeuta ou grupo com ajuda manual e verbal do fisioterapeuta durante os jogos). Ambos os treinamentos serão realizados usando o videogame, duas vezes por semana, neste mesmo local, e terão duração de 60 minutos.

A primeira etapa dos dois treinamentos é idêntica e consiste em exercícios de aquecimento global para mobilidade e elasticidade das pernas. Já na segunda etapa, os treinamentos são realizados com oito jogos do videogame Nintendo Wii® Fit, quatro em cada sessão: se o(a) Senhor(a) for sorteado(a) para o tratamento com supervisão do fisioterapeuta, o(a) senhor(a) treinará os jogos com o fisioterapeuta explicando como realizar o jogo; se o(a) Senhor(a) for sorteado(a) para o tratamento com ajuda manual do fisioterapeuta, o(a) Senhor(a) realizará os jogos com o fisioterapeuta ajudando a guiar os movimentos – mas ambos os grupos serão submetidos ao tratamento usando o videogame.

Em qualquer um dos grupos que o(a) Senhor(a) for sorteado, a possibilidade de riscos é mínima mas, como o(a) Senhor(a) não está acostumado com os exercícios, pode sentir desconfortos mínimos, como por exemplo, cansaço muscular. O fisioterapeuta estará sempre por perto para evitar o risco de se desequilibrar ou cair.

Embora o objetivo deste estudo seja melhorar o equilíbrio e o andar de pacientes que tiveram um Acidente Vascular Cerebral, por se tratar de um estudo experimental não é possível garantir que o Senhor(a) perceba qualquer dessas melhoras.

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 Mariana Armando Lourenço, Camila Souza Miranda e Tatiana de Paula Oliveira, que podem ser localizadas no endereço – Rua Cipotânea, 51 na Cidade Universitária ou pelo telefone (11) 3091-8427.

Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) –Av. Dr. Arnaldo, 251 – 21º andar, sala 36 – Fone/Fax: 55+11+3893-4401/4407 – E-mail: 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.

Caso lhe ocorram eventuais danos decorrentes da participação nesta pesquisa, o(a) senhor(a) terá direito a indenização conforme as leis vigentes no país.

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 ‘COMPARAÇÃO DOS EFEITOS DE UM TREINAMENTO MOTOR EM REALIDADE VIRTUAL REALIZADO COM E SEM INTERVENÇÃO DO FISIOTERAPEUTA SOBRE A FUNÇÃO MOTORA, O EQUILÍBRIO E A MARCHA DE PACIENTES COM SEQUELAS CRÔNICAS DE AVE: UM ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO’.

Eu discuti com a pesquisadora principal ou as pesquisadoras executantes sobre a minha decisão em participar nesse estudo.

7.3. ANEXO C - Aprovação do Comitê de Ética

USP - FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO - FMUSP
--	---

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: COMPARAÇÃO DOS EFEITOS DE UM TREINAMENTO MOTOR EM REALIDADE VIRTUAL REALIZADO COM E SEM INTERVENÇÃO DO FISIOTERAPEUTA SOBRE A FUNÇÃO MOTORA, O EQUILÍBRIO E A MARCHA DE INDIVÍDUOS COM SEQUELAS CRÔNICAS DE AVE: UM ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO

Pesquisador: MARIA ELISA PIMENTEL PIEMONTE

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 77381317.4.0000.0065

Instituição Proponente: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.348.119

Apresentação do Projeto:

Projeto bem apresentado

Objetivo da Pesquisa:

Trabalho da área de reabilitação FMUSP com objetivo de comparar os efeitos de um treinamento motor em realidade virtual (RV), realizado com e sem intervenção do fisioterapeuta, sobre a função motora, o equilíbrio e a marcha de pacientes com sequelas crônicas de AVE.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O projeto não envolve riscos e os potenciais benefícios têm importância para a prática clínica da área do conhecimento

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa bem elaborada com objetivo e hipótese bem definidos. Também, apresenta TCLE bem elaborado.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Bem apresentado

Recomendações:

Não há

Endereço: DOUTOR ARNALDO 251 21º andar sala 36
Bairro: PACAEMBU CEP: 01.246-903
UF: SP Município: SÃO PAULO
Telefone: (11)3893-4401 E-mail: cep.fm@usp.br

**USP - FACULDADE DE
MEDICINA DA UNIVERSIDADE
DE SÃO PAULO - FMUSP**

Continuação do Parecer: 2.348.119

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BASICAS_DO_PROJETO_986433.pdf	25/09/2017 10:23:55		Aceito
Outros	DocCepFmusp2.pdf	25/09/2017 10:22:20	MARIA ELISA PIMENTEL PIEMONTE	Aceito
Outros	DocCepFmusp1.pdf	25/09/2017 10:21:08	MARIA ELISA PIMENTEL PIEMONTE	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.docx	14/09/2017 09:18:02	MARIA ELISA PIMENTEL PIEMONTE	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.docx	14/09/2017 09:17:39	MARIA ELISA PIMENTEL PIEMONTE	Aceito
Folha de Rosto	PBfinal.pdf	14/09/2017 09:05:33	MARIA ELISA PIMENTEL PIEMONTE	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 25 de Outubro de 2017

Assinado por:
Antonio de Padua Mansur
(Coordenador)

Endereço: DOUTOR ARNALDO 251 21º andar sala 36
Bairro: PACAEMBU CEP: 01.246-903
UF: SP Município: SAO PAULO
Telefone: (11)3893-4401 E-mail: cep.fm@usp.br

7.4. ANEXO D - Balance Evaluation Systems Test (BESTest)

BEST 1 - Base de apoio

Instrução: Fique em pé, braços ao longo do corpo e relate se sente dores em pés, tornozelo e quadris.

- (3) Normal: Ambos os pés têm base de apoio normal, sem deformidades ou dor
- (2) Um pé tem deformidades E/OU dor
- (1) Ambos os pés tem dor OU deformidades
- (0) Ambos os pés tem dor E deformidades

BEST 2 - Alinhamento do centro de massa

Instrução: Fique em pé, braços próximos ao corpo, olhando para a frente.

- (3) Alinhamento centro de massa AP e ML normais e alinhamento segmentar postural normal
- (2) Alinhamento centro de massa AP ou ML anormais ou alinhamento segmentar postural anormal
- (1) Alinhamento centro de massa AP ou ML anormais e alinhamento segmentar postural normal
- (0) Alinhamento centro de massa AP e ML anormais

BEST 3 - Força e ADM de tornozelo

Instrução: Apóie os dedos em minhas mãos, permaneça 3 segundos nas pontas dos pés e 3 segundos sobre os calcanhares.

- (3) Normal: Capaz de ficar em pé, com altura máxima e ficar nos calcanhares com a ponta do pé para cima
- (2) Comprometimento em um pé em flexores ou extensores do tornozelo (exp, menos do que a altura máxima)
- (1) Comprometimento nos dois grupos do tornozelo (por exemplo, os flexores bilaterais ou ambos os flexores e extensores do tornozelo de um pé)
- (0) Comprometimento em flexores e extensores em ambos os tornozelos direito e esquerdo (ou seja, menos do que a altura máxima)

BEST 4 - Força lateral de quadril e tronco

Instrução: Apóie os dedos em minhas mãos, eleve a perna lateralmente até meu comando para retornar a posição inicial, tente manter seu tronco vertical.

- (3) Normal: abduz os quadris para levantar o pé do chão por 10 segundos, mantendo tronco vertical
- (2) Leve: abduz os quadris para levantar o pé do chão durante 10 s, mas sem manter tronco vertical
- (1) Moderado: abduz apenas um quadril do chão por 10 segundos com o tronco vertical

(0) Severo: Não consegue abduzir qualquer quadril para levantar o pé do chão por 10 segundos com o tronco vertical ou sem vertical

BEST 5 - Sentar e levantar do chão

Instrução: Você é capaz de sentar-se e levantar-se do chão em 2 minutos? Caso necessite, poderá usar uma cadeira. Mostre-me que você é capaz de realizar a tarefa sem minha ajuda.

(3) Normal: Independentemente senta no chão e se levanta

(2) Leve: Usa uma cadeira para sentar no chão ou levantar-se

(1) Moderado: Usa uma cadeira para sentar no chão e se levantar

(0) Severo: Não é possível sentar-se ou levantar-se do chão, mesmo com uma cadeira, ou se recusa

BEST 6 - Sentado verticalmente e inclinação lateral

Instrução: Feche os olhos, cruze os braços no peito, pés alinhados com os ombros, incline-se o máximo que conseguir sem perder o equilíbrio ou usar as mãos. Retorne à posição inicial.

		Inclinação		Verticalização	
Esquerda	Direita	Máxima	inclinação,	Esquerda	Direita
(3)	(3)	move os ombros além da linha média do corpo, muito estável		(3)	(3)
				Realinha para vertical, com muito pouca ou nenhuma ultrapassagem	
(2)	(2)	Moderada inclinação, move os ombros até aproximadamente a linha média do corpo ou alguma instabilidade		(2)	(2)
				Significativamente a mais ou a menos mas eventualmente realinha na vertical	
(1)	(1)	Muito pouca inclinação, ou instabilidade significativa		(1)	(1)
				Falha ao realinhar na vertical	
(0)	(0)	Sem inclinação ou queda (exceder os limites)		(0)	(0)
				Queda com olhos fechados	

BEST 7 - Alcance funcional anterior

Instrução: Em pé, estenda os braços na altura dos ombros, com os dedos também estendidos. Alcance a frente sem elevar os calcanhares, ou encostar-se na parede. Retorne a posição inicial (realizar duas tentativas).

(3) Limite máximo: > 32cm

(2) Leve: 16.5 cm - 32 cm

(1) Pobre: < 16.5 cm

(0) Sem inclinação mensurável – ou deve ser segurado

BEST 8 - Alcance funcional lateral

Instrução: Em pé, pés alinhados aos ombros, estenda o braço e alcance lateral sem retirar todo o pé do chão. Retorne a posição inicial (realizar duas tentativas).

Esquerda Direita

- (3) (3) Limite máximo: > 25.5 cm
- (2) (2) Leve: 10-25.5 cm
- (1) (1) Leve: < 10 cm
- (0) (0) Sem inclinação mensurável – ou deve ser segurado

BEST 9 - Sentado para em pé

Instrução: Levante-se da cadeira com os braços cruzados no peito. Não utilize as mãos ou encoste as pernas na cadeira.

- (3) Normal: Fica sem o uso das mãos e estabiliza-se independente
- (2) Fica em pé na primeira tentativa com o uso das mãos
- (1) Fica em pé após várias tentativas, ou requer mínima assistência para ficar em pé ou estabilizar-se ou requer apoio atrás da perna ou da cadeira
- (0) Requer moderada ou máxima assistência para ficar em pé

BEST 10 - Ponta dos pés

Instrução: Em pé, pés separados na largura dos ombros, mãos na cintura, fique nas pontas dos pés por 3 segundos.

- (3) Normal: Estável por 3 segundos, com boa altura
- (2) Calcanhares para cima, mas não na amplitude completa (menor do que quando segurando nas mãos sem evidência de desequilíbrio) -OU- ligeira instabilidade, porém mantém por 3 segundos
- (1) Mantém por menos de 3 segundos
- (0) Incapaz

BEST 11 - Apoio unipodal

Instrução: Em pé, mãos na cintura, coloque uma perna para trás de forma que ela não se encoste na outra perna. Mantenha por quanto tempo conseguir. Olhe sempre para frente.

Esquerda Direita

- (3) (3) Normal: Estável por > 20 s
- (2) (2) Com movimentação de tronco, OU 10-20 segundos
- (1) (1) Mantém, 2-10 segundos
- (0) (0) Incapaz

BEST 12 - Alternando os pés em um degrau

Instrução: Em pé, mãos na cintura. Toque com a planta do pé no degrau a frente por 8 vezes, o mais rápido possível.

- (3) Normal: Permanece de forma independente e segura e completa 8 passos em <10 segundos
- (2) Completa 8 passos (10-20 segundos) E/OU mostra instabilidade como a colocação inconsistente do pé, movimentos excessivos do tronco, hesitação ou sem ritmo
- (1) Completa < 8 passos - sem assistência mínima (por exemplo, dispositivo de apoio) ou > 20 segundos para 8 passos
- (0) Completa < 8 passos, inclusive com assistência

BEST 13 - Levantar o braço em pé

Instrução: Em pé, eleve o peso com os braços estendidos até a altura dos ombros. Mantenha por 3 segundos.

- (3) Normal: mantém-se estável
- (2) Visível oscilação
- (1) Passos para recuperar o equilíbrio/incapaz de se mover rapidamente w/o de perder o equilíbrio
- (0) Incapaz, ou precisa de auxílio para estabilizar-se

BEST 14 - Em resposta – à frente

Instrução: Em pé, pés separados na largura dos ombros, braços ao longo do corpo. Não permita que eu te empurre para trás. Quando eu soltar, mantenha o equilíbrio sem dar o passo (empurrar o sujeito pelos ombros até observar contração de dorsiflexores e elevação de artelhos).

- (3) Recupera a estabilidade com os tornozelos, sem adição dos braços ou o movimento dos quadris
- (2) Recupera a estabilidade com o movimento do braço ou do quadril
- (1) Necessita de um passo para recuperar a estabilidade
- (0) Cairia se não fosse segurado ou necessita de apoio ou não tentará

BEST 15 - Em resposta – atrás

Instrução: Em pé, pés separados na largura dos ombros, braços ao longo do corpo. Não permita que eu te empurre para frente. Quando eu soltar, mantenha o equilíbrio sem dar o passo (empurrar o sujeito pelos ombros até observar elevação de calcanhares).

- (3) Recupera a estabilidade com os tornozelos, sem adição dos braços/movimento dos quadris
- (2) Recupera a estabilidade com algum movimento do braço ou do quadril
- (1) Necessita de um passo para recuperar a estabilidade
- (0) Cairia se não fosse segurado ou necessita de apoio ou não tentará

BEST 16 - Correção compensatória – anterior

Instrução: Em pé, pés separados na largura dos ombros, braços ao longo do corpo. Incline-se anteriormente contra minhas mãos, passando da linha dos pés. Quando eu soltar, faça o possível para manter o equilíbrio.

- (3) Recupera independentemente com um passo grande e único (é permitido realinhamento em um segundo momento)
- (2) Mais de um passo foi usado para recuperar o equilíbrio, mas recupera a estabilidade de forma independente ou o passo 1 com desequilíbrio
- (1) Necessita de múltiplos passos para recuperar o equilíbrio, ou precisa de ajuda mínima para impedir uma queda
- (0) Sem passo, OU cairia se não fosse segurado, OU cai espontaneamente

BEST 17 - Correção compensatória – posterior

Instrução: Em pé, pés separados na largura dos ombros, braços ao longo do corpo. Incline-se posteriormente contra minhas mãos, passando da linha dos calcanhares. Quando eu soltar, faça o possível para manter o equilíbrio.

- (3) Recupera independentemente com um passo grande e único
- (2) Mais de um passo foi utilizado, mas é estável e recupera-se de forma independente, OU 1 passo com desequilíbrio
- (1) Necessita de múltiplos passos para recuperar o equilíbrio, ou precisa de ajuda mínima
- (0) Sem passo, OU cairia se não fosse segurado, OU cai espontaneamente

BEST 18 - Correção compensatória – lateral

Instrução: Em pé, pés separados na largura dos ombros, braços ao longo do corpo. Incline-se lateralmente contra minhas mãos (em pelve), passando da linha dos pés. Quando eu soltar, faça o possível para manter o equilíbrio.

Esquerda Direita

(3)	(3)	Recupera independente com um passo normal comprimento/largura (cruzado ou lateral)
(2)	(2)	Vários passos utilizados, mas se recupera de forma independente
(1)	(1)	Dá passos, mas precisa de assistência para evitar quedas
(0)	(0)	Cai ou não dá passos

BEST 19 - Orientação sensorial para equilíbrio (Modificada CTSIB)

Instrução: Em pé, pés juntos até quase se tocarem, mãos no quadril, olhando para frente. Mantenha o equilíbrio em cada situação até meu comando.

A. Olhos abertos, superfície estável	B. Olhos fechados, superfície estável	C. Olhos abertos, superfície de espuma	D. Olhos fechados, superfície de espuma
Tentativa 1 s	Tentativa 1 s	Tentativa 1 s	Tentativa 1 s
Tentativa 2 s	Tentativa 2 s	Tentativa 2 s	Tentativa 2 s
(3) 30s estável	(3) 30s estável	(3) 30s estável	(3) 30s estável
(2) 30s instável	(2) 30s instável	(2) 30s instável	(2) 30s instável
(1) < 30s	(1) < 30s	(1) < 30s	(1) < 30s
(0) Incapaz	(0) Incapaz	(0) Incapaz	(0) Incapaz

BEST 20 - Inclinação – Olhos fechados

Instrução: Na rampa, com os artelhos no topo, pés separados na largura dos ombros, mãos nos quadris. Feche os olhos e mantenha o equilíbrio.

- (3) Mantém independente, sem oscilação excessiva, por 30 seg, e alinha-se com gravidade
- (2) Mantém independente 30seg com maior oscilação do que o item 19B – OU _ se alinha com a superfície
- (1) Necessita de apoio – OU - fica sem assistência por 10-20 seg
- (0) Instável por > 10s – OU – não manterá a postura de forma independente

BEST 21 - Marcha – Superfície estável

Instrução: Ande com velocidade normal, de uma marca para outra (6 metros).

- (3) Normal: anda 6.1 mts, boa velocidade ($\leq 5,5$ seg), sem evidência de desequilíbrio
- (2) Leve: 6.1 mts, velocidade mais lenta ($> 5,5$ seg), sem evidência de desequilíbrio
- (1) Moderado: caminha 6.1 mts, evidência de desequilíbrio (base alargada, movimento lateral de tronco, padrão inconsistente de passos) - em qualquer velocidade preferida
- (0) Grave: não consegue andar 6.1 mts sem auxílio, ou graves desvios da marcha OU grave desequilíbrio

BEST 22 - Alteração de velocidade na marcha

Instrução: Comece a andar com velocidade normal. Quando eu falar “rápido” vá o mais rápido que puder. Quando eu falar “devagar” vá o mais devagar que puder.

- (3) Normal: altera significativamente a velocidade na marcha sem desequilíbrio
- (2) Leve: Incapaz de alterar a velocidade da marcha sem desequilíbrio
- (1) Moderado: Alterações velocidade na marcha, mas com sinais de desequilíbrio
- (0) Grave: Incapaz de alcançar uma mudança significativa na velocidade E sinais de desequilíbrio

BEST 23 - Marcha com rotação da cabeça – horizontal

Instrução: Ande em velocidade normal. Quando eu disser “direita” vire a cabeça para direita. Quando eu disser “esquerda” vire a cabeça para esquerda. Tente andar em linha reta.

- (3) Normal: Executa rotação da cabeça sem alteração na velocidade da marcha e bom equilíbrio
- (2) Mínimo: Executa facilmente rotações da cabeça, com redução da velocidade de marcha

- (1) Moderado: Executa rotação da cabeça com o desequilíbrio
- (0) Grave: Realiza a rotação de cabeça com velocidade reduzida E desequilíbrio E /OU não se moverá a cabeça dentro dos limites disponíveis durante a caminhada.

BEST 24 - Andar com pivô

Instrução: Ande normalmente. Quando eu disser “vire e pare”, vire o mais rápido possível para o sentido oposto e pare com os pés juntos.

- (3) Normal: Realiza volta com os pés juntos, RÁPIDO (≤ 3 passos), com bom equilíbrio
- (2) Leve: Realiza volta com os pés juntos DEVAGAR (≥ 4 etapas), com bom equilíbrio
- (1) Moderado: Realiza volta com os pés juntos em qualquer velocidade, com leves sinais de desequilíbrio
- (0) Grave: não é possível realizar a volta com os pés juntos em qualquer velocidade e desequilíbrio significativo

BEST 25 - Passos com obstáculos

Instrução: Ande normalmente, transpondo as caixas de sapato (empilhadas, aos 3 metros). Marcar o tempo todo pelos 6 metros.

- (3) Normal: Capaz de passar de 2 caixas de sapato empilhadas sem mudar a velocidade e com bom equilíbrio
- (2) Leve: Capaz de passar de 2 caixas de sapato empilhadas mas fica mais lento, com bom equilíbrio
- (1) Moderado: Capaz de passar a caixa de sapato empilhada com desequilíbrio ou toca as caixas
- (0) Grave: Não pode passar por cima de caixas de sapatos E diminui velocidade com o desequilíbrio ou não pode realizar

BEST 26 - Cronometrado “Levante e vá”

Instrução: Quando eu disser vá, levante-se da cadeira, ande até a marca do chão, vire-se, retorne e sente-se na cadeira novamente.

- (3) Normal: Rápido (< 11 seg), com bom equilíbrio
- (2) Leve: lenta (> 11 segundos com um bom equilíbrio)
- (1) Moderado: Rápido (< 11 seg) com desequilíbrio
- (0) Grave: lenta (> 11 seg) E desequilíbrio

BEST 27 - Cronometrado “Levante e vá” em dupla tarefa

Instrução: Quando eu disser vá, levante-se da cadeira, ande até a marca do chão, vire-se, retorne e sente-se na cadeira novamente. Realiza a tarefa contando de trás para frente.

- (3) Normal: Sem alteração perceptível entre sentado e em pé, na taxa de precisão ou de contagem decrescente e nenhuma mudança na velocidade da marcha.
- (2) Leve: diminuição perceptível, hesitações ou erros na contagem decrescente OU marcha lenta (10%) em dupla tarefa

- (1) Moderado: Afeta em AMBAS, tarefa cognitiva E marcha lenta ($> 10\%$) em dupla tarefa.
- (0) Grave: não é possível contagem decrescente enquanto anda ou para de andar enquanto fala

7.5. ANEXO E - Escala Fugl-Meyer, seção de membro inferior

FUGL MEYER

V. FUNÇÃO MOTORA MEMBRO INFERIOR:					
Motricidade Reflexa:					0 – sem atividade reflexa 2 – atividade reflexa pode ser avaliada (4) 0 – 2 ou 3 reflexos estão marcadamente hiperativos 1 – 1 reflexo esta hiperativo ou 2 estão vivos 2 – não mais que 1 reflexo esta vivo (2)
Aquileu					
Patelar					
1 - Motricidade reflexa:					
patelar e aquileu / adutor					
2 – Sinergia flexora:					
D	flexão quadril				
	joelho				
	dorsiflexão				
0 – tarefa não pode ser realizada* 1 – tarefa pode ser realizada parcialmente 2 – tarefa é realizada perfeitamente Pont. máx: (6)					
3 – Sinergia extensora: (inicia em trílice)					
D	extensão de quadril				
	adução de quadril				
	extensão de joelho				
	flexão plantar				
0 – tarefa não pode ser realizada* 1 – tarefa pode ser realizada parcialmente					

						<p>2 – tarefa é realizada perfeitamente</p> <p><i>Pont max: (8)</i></p>
4 – Mov. com e sem sinergias:						<p>a) 0 – sem movimento ativo</p> <p>1 – o joelho pode ativamente ser fletido até 90° (palpar os tendões dos flexores do joelho)</p> <p>2 – o joelho pode ser fletido além de 90°</p> <p>b) 0 – tarefa não pode ser realizada*</p> <p>1 – tarefa pode ser realizada parcialmente</p> <p>2 – tarefa é realizada perfeitamente</p> <p>c) 0 – o joelho não pode ser fletido se o quadril não é fletido simultaneamente</p> <p>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.</p> <p>2 – a tarefa é realizada completamente</p> <p>d) 0 – tarefa não pode ser realizada*</p> <p>1 – tarefa pode ser realizada parcialmente</p> <p>2 – tarefa é realizada perfeitamente</p>
E N T A D O	a) a partir de leve extensão de joelho, realizar uma flexão de joelho além de 90°.					
	b) dorsiflexão de tornozelo					
M P É	c) quadril a 0°, realizar a flexão de joelho mais que 90°					
	d) dorsiflexão do tornozelo					

						<i>Pont. máx: (8)</i>
VI. COORDENAÇÃO./ VELOCIDADE MI:						a) 0 – tremor marcante/ 1 – tremor leve/ 2 – sem tremor b) 0 – dismetria marcante/ 1 – dismetria leve/ 2 – sem dismetria c) 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 <i>Pont. máx: (6)</i>
a) tremor						
b) dismetria						
c) velocidade (calcanhar Joelho 5 vezes)						
						SCORE:

7.6. ANEXO F - Escala de Qualidade de Vida Específica para Acidente Vascular Encefálico (EQVE-AVE)

OPÇÕES DE RESPOSTA – PONTUAÇÃO

1	2	3
Concordo inteiramente – 1	Não pude fazer de modo algum - 1	Ajuda Total - 1
Concordo mais ou menos - 2	Muita dificuldade - 2	Muita ajuda - 2
Nem concordo nem discordo - 3	Alguma dificuldade - 3	Alguma ajuda - 3
Discordo mais ou menos - 4	Um pouco de dificuldade - 4	Um pouco de ajuda - 4
Discordo inteiramente - 5	Nenhuma dificuldade mesmo - 5	Nenhuma ajuda necessária - 5

DOMÍNIO	OPÇÃO	PONTUAÇÃO
Energia 1. Eu me senti cansado a maior parte do tempo. 2. Eu tive que parar e descansar durante o dia. 3. Eu estava cansado demais para fazer o que eu queria.	1	
Papéis Familiares 1. Eu não participei em atividades apenas por lazer/diversão com minha família. 2. Eu senti que era um fardo/peso para minha família. 3. Minha condição física interferiu com minha vida pessoal.	1	
Linguagem 1. Você teve dificuldade para falar? Por exemplo, não achar a palavra certa, gaguejar, não conseguir se expressar, ou embolar as palavras? 2. Você teve dificuldade para falar com clareza suficiente para usar o telefone?	2	

<p>3. Outras pessoas tiveram dificuldade de entender o que você disse?</p> <p>4. Você teve dificuldade em encontrar a palavra que queria dizer?</p> <p>5. Você teve que se repetir para que os outros pudessem entendê-lo?</p>		
<p>Mobilidade</p> <p>1. Você teve dificuldade para andar? (Se o paciente não pode andar, vá para questão 4 e pontue as questões 2 e 3 com 1 ponto.)</p> <p>2. Você perdeu o equilíbrio quando se abaixou ou tentou alcançar algo?</p> <p>3. Você teve dificuldade para subir escadas?</p> <p>4. Ao andar ou usar a cadeira de rodas você teve que parar e descansar mais do que gostaria?</p> <p>5. Você teve dificuldade para permanecer de pé?</p> <p>6. Você teve dificuldade para se levantar de uma cadeira?</p>	2	
<p>Humor</p> <p>1. Eu estava desanimado sobre meu futuro.</p> <p>2. Eu não estava interessado em outras pessoas ou em outras atividades.</p> <p>3. Eu me senti afastado/isolado das outras pessoas.</p> <p>4. Eu tive pouca confiança em mim mesmo.</p> <p>5. Eu não estava interessado em comida.</p>	1	
<p>Personalidade</p> <p>1. Eu estava irritável. ("Com os nervos à flor da pele")</p> <p>2. Eu estava impaciente com os outros.</p> <p>3. Minha personalidade mudou.</p>	1	
<p>Auto-cuidado</p> <p>1. Você precisou de ajuda para preparar comida?</p> <p>2. Você precisou de ajuda para comer? Por exemplo, para cortar ou preparar a comida?</p>	3	

<p>3. Você precisou de ajuda para se vestir? Por exemplo, para calçar meias ou sapatos, abotoar roupas ou usar um zíper?</p> <p>4. Você precisou de ajuda para tomar banho de banheira ou chuveiro?</p> <p>5. Você precisou de ajuda para usar o vaso sanitário?</p>		
<p>Papéis Sociais</p> <p>1. Eu não saí com a frequência que eu gostaria.</p> <p>2. Eu dediquei menos tempo aos meus hobbies e lazer do que eu gostaria.</p> <p>3. Eu não encontrei tantos amigos meus quanto eu gostaria.</p> <p>4. Eu tive relações sexuais com menos frequência do que gostaria.</p> <p>5. Minha condição física interferiu com minha vida social.</p>	1	
<p>Memória / Concentração</p> <p>1. Foi difícil para eu me concentrar.</p> <p>2. Eu tive dificuldade para lembrar das coisas.</p> <p>3. Eu tive que anotar as coisas para me lembrar delas.</p>	2	
<p>Função da Extremidade Superior</p> <p>1. Você teve dificuldade para escrever ou digitar?</p> <p>2. Você teve dificuldade para colocar meias?</p> <p>3. Você teve dificuldade para abotoar a roupa?</p> <p>4. Você teve dificuldade para usar o zíper?</p> <p>5. Você teve dificuldade para abrir uma jarra?</p>	2	
<p>Visão</p> <p>1. Você teve dificuldade em enxergar a televisão o suficiente para apreciar um programa?</p> <p>2. Você teve dificuldade para alcançar as coisas devido à visão fraca?</p> <p>3. Você teve dificuldade em ver coisas nas suas laterais/de lado?</p>	2	

Trabalho / Produtividade 1. Você teve dificuldade para fazer o trabalho caseiro diário? 2. Você teve dificuldade para terminar trabalhos ou tarefas que havia começado? 3. Você teve dificuldade para fazer o trabalho que costumava fazer?	2	
PONTUAÇÃO TOTAL		

7.7. ANEXO G - Séries de exercícios globais

a) Série I dos exercícios globais:

1. Em decúbito dorsal, alongamento de cadeia posterior com ênfase em tríceps sural (4 repetições de 30 segundos no membro afetado e 2 no membro não afetado).

2. Em decúbito dorsal, exercícios ativos de tríplex flexão terapeuta facilita a dorsiflexão manualmente (5 repetições com o membro não afetado e 10 com o afetado).

3. Em decúbito dorsal, exercícios ativos de “ponte” com a pessoa com as pernas e coxas flexionadas e pés apoiados no solo (10 repetições).

4. Em sedestação, exercícios ativos de rotação de tronco em padrão diagonal segurando bastão e olhando para ele (5 repetições para cada lado).

5. Em sedestação com as costas apoiadas, fortalecimento excêntrico de quadríceps com tornoeleira (carga variável conforme a pessoa), 3 séries de 12 repetições apenas no membro afetado.

6. Em sedestação com as costas apoiadas, exercícios ativos de dorsiflexão bilateral simultânea, com os pés apoiados no chão (15 repetições).

b) Série II dos exercícios globais:

1. Em decúbito dorsal, alongamento de cadeia posterior com ênfase em tríceps sural (4 repetições de 30 segundos no membro afetado e 2 no membro não afetado).

2. Em decúbito dorsal, exercício ativo de tríplice flexão de membros inferiores com as pernas apoiadas sobre a bola terapêutica, terapeuta facilita a dorsiflexão manualmente (15 repetições).

3. Em decúbito dorsal, com as pernas apoiadas na bola terapêutica, exercício ativo de tríplice flexão de membros inferiores associado a extensão de membros inferiores e elevação de quadril (15 repetições).

4. Em sedestação, exercícios ativos de rotação de tronco em padrão diagonal segurando bastão e olhando para ele, encostando o bastão no chão ao término da descida (5 repetições para cada lado).

5. Em sedestação com as costas apoiadas, fortalecimento isométrico de quadríceps com tornoeleira (carga variável conforme a pessoa), sustentar o membro em extensão por 12 segundos, 5 repetições, apenas no membro afetado.

6. Em sedestação com as costas apoiadas, com o pé afetado apoiado sobre uma bola, exercício ativo de flexão e extensão da perna associado com a dorsiflexão e flexão plantar (15 vezes com o membro afetado). O fisioterapeuta pode auxiliar no controle da bola caso necessário.

c) Série III dos exercícios globais

1. Em decúbito dorsal, alongamento de cadeia posterior com ênfase em tríceps sural (4 repetições de 30 segundos no membro afetado e 2 no membro não afetado).

2. Em decúbito dorsal, exercícios ativos-resistidos de tríple flexão com *theraband* (2 séries de 12 repetições com membro afetado).

3. Em decúbito dorsal, exercícios ativos de “ponte” com a pessoa com as pernas e coxas flexionadas e pés apoiados no solo. O participante deve realizar 10 repetições.

4. Em sedestação com as costas apoiadas, exercícios ativos de rotação de tronco em padrão diagonal segurando bastão e olhando para ele (5 repetições para cada lado).

5. Em sedestação com as costas apoiadas, fortalecimento concêntrico de quadríceps com tornoeleira (carga variável conforme a pessoa), 3 séries de 12 repetições apenas no membro afetado.

6. Em sedestação com as costas apoiadas, exercícios ativos de dorsiflexão bilateral simultânea, com os pés apoiados no chão (2 séries de 15 movimentos).

d) Série IV dos exercícios globais

1. Em decúbito dorsal, alongamento de cadeia posterior com ênfase em tríceps sural (4 repetições de 30 segundos no membro afetado e 2 no membro não afetado).

2. Em decúbito dorsal, exercícios ativos-resistidos de tríple flexão alternada, terapeuta facilita a dorsiflexão com resistência manual (10 repetições de cada lado).

3. Em decúbito dorsal, com os pés apoiados na bola terapêutica, joelhos semi-fletidos, extensão ativo-resistida de membros inferiores (15 repetições).

4. Em sedestação, exercícios ativos de rotação de tronco em padrão diagonal segurando bastão, encostando o bastão no chão ao término da descida (5 repetições para cada lado).

5. Em sedestação com as costas apoiadas, fortalecimento excêntrico de quadríceps com tornoeleira (carga variável conforme a pessoa), 3 séries de 12 repetições apenas no membro afetado.

6. Em sedestação com as costas apoiadas, com o pé afetado apoiado sobre o disco proprioceptivo, exercício ativo de dorsiflexão e flexão plantar (2 séries de 15 movimentos).

7.8. ANEXO H - Séries de Jogos do Nintendo Wii Fit®

a) Sessões *pares* do treinamento de equilíbrio utilizando o NWF:

Jogo e representação de sua projeção	Representação/ simulação do movimento solicitado no jogo	Demanda motora	Descrição
<p>Table Tilt</p>		<p>Transferência de peso nos sentidos látero-lateral e ântero-posterior com ênfase na estimulação dos ajustes posturais antecipatórios.</p>	<p>É projetada na tela uma plataforma com orifícios e bolas sobre ela. O objetivo do jogador é encaixar as bolas nos orifícios no tempo predeterminado pelo jogo, por meio de inclinações na plataforma virtual, com deslocamentos do peso corporal sobre a plataforma, que fazem as bolas rolaem em direção aos buracos. As bolas rolaem de acordo com o sentido da inclinação. A primeira fase do jogo é composta por uma plataforma com um orifício e uma bola. À medida que o jogador avança de fase vão surgindo outras bolas e outros orifícios aumentando progressivamente o grau de dificuldade do jogo.</p>
<p>Rhythm Parade</p>		<p>Marcha estacionária associada aos movimentos de flexão e extensão do antebraço de modo alternado e sincronizado.</p>	<p>Trata-se de um desfile de fanfarra virtual, no qual o jogador deve marchar sobre a plataforma no ritmo determinado pela música e simultaneamente realizar movimentos com os controles nas duas mãos, como se estivesse tocando um tambor. O ritmo das batidas é determinado por alvos visuais na tela do jogo e sons. A pontuação se dá de acordo com o ritmo da marcha e com os acertos dos movimentos com os controles manuais. O jogo exige a divisão de atenção entre a marcha e a tarefa de acertos de alvos aleatórios com um dos braços ou com ambos.</p>

<p>Obstacle Course</p>		<p>Marcha estacionária com mudança de velocidade e simulação de saltos.</p>	<p>Um jogador virtual deve tentar atravessar um percurso no qual há grandes esferas em movimentos. O participante real deve alternar os passos para controlar a velocidade do deslocamento do jogador virtual com o objetivo de desviar das bolas. O jogador virtual é arremessado para fora do percurso se uma das esferas se chocar contra ele. Além disso, durante o caminho o jogador virtual deverá saltar de uma plataforma para outra, por meio de movimentos de flexão e extensão dos membros inferiores do jogador real. A pontuação é proporcional à distância percorrida pelo jogador. O jogo exige a tomada de decisão sobre a melhor velocidade da marcha, quando interrompê-la e reiniciá-la.</p>
<p>Tilt City</p>		<p>Transferência de peso no sentido látero-lateral associado ao deslocamento do quadril e à inclinação de tronco, combinados com movimentos de rotação dos membros superiores.</p>	<p>O participante real controla o deslocamento de uma plataforma por meio do Wii Remote e de outras três plataformas virtuais com deslocamentos feitos sobre a WBB. A plataforma controlada pelo Wii Remote fica acima das outras três que ficam alinhadas. Na base da tela há três baldes coloridos, cada um abaixo de uma plataforma. O objetivo do jogador é direcionar as bolas para os baldes da mesma cor. As bolas caem sobre a primeira plataforma que é movida com o controle manual. O jogador tem que direcioná-las para o lado correto e em seguida inclinar o corpo na direção do balde da mesma cor da bola. Quando a bola cai no balde correto o jogador marca pontos. Os jogadores tinham que identificar a cor do estímulo e planejar os movimentos do quadril para direcionar os alvos para os pontos de cor correspondente.</p>

b) Sessões *ímpares* do treinamento de equilíbrio utilizando o NWF:

Jogo e representação de sua projeção	Representação/simulação do movimento solicitado no jogo	Demanda motora	Descrição
<p>Basic Step</p>		<p>Subir e descer na plataforma.</p>	<p>Um jogador virtual projetado na tela deve subir e descer de uma plataforma virtual na sequência determinada pelas pistas visuais e no ritmo da música do jogo. O jogador marca pontos toda vez que sobe e desce da WBB no tempo exigido e com o pé correto. O jogo exige coordenação de membros inferiores e ajustes posturais antecipatórios necessários para a transferência de peso constante exigida pelo jogo. O jogo exige a sustentação da atenção com o objetivo de seguir as pistas visuais e auditivas que direcionam os movimentos dos pés.</p>
<p>Pinguim Slide</p>		<p>Transferência de peso látero-lateral sobre a plataforma.</p>	<p>O participante controla os movimentos de um pinguim virtual sobre uma pedra de gelo que está flutuando no mar com o objetivo de pegar o maior número de peixes que saltam sobre o gelo. Quando o pinguim tenta se deslocar para um dos lados, o bloco de gelo inclina-se fazendo com que o pinguim deslize rapidamente para o lado da inclinação. Neste momento, o jogador deve deslocar o peso do corpo na direção oposta para evitar que o pinguim caia no mar. A pontuação é proporcional ao número de peixes coletados pelo pinguim. O jogo exige o deslocamento do avatar na direção dos alvos.</p>

<p>Heading Soccer</p>		<p>Transferência de peso látero-lateral sobre a plataforma.</p>	<p>É projetado na tela um jogador que tem como objetivo cabecear o maior número de bolas que são lançadas em várias direções, e desviar de objetos que não sejam as bolas. Esse jogador virtual replica os movimentos do jogador real sobre a plataforma. O jogador real deve inclinar-se rapidamente para alcançar as bolas e evitar o choque dos demais objetos contra ele, o que causaria perda de pontos. A cada bola cabeçada o jogador aumenta a sua pontuação, e bolas cabeçadas de modo sequencial fazem com que o jogador ganhe mais pontos. Este jogo exige deslocamentos no plano frontal. O pré-requisito para um bom desempenho é o tempo de reação curto, a previsibilidade do sentido do deslocamento da bola a partir do momento no qual ela é chutada pelos jogadores virtuais em direção ao representante virtual do jogador real. O reforço positivo é oferecido pelo jogo, pois, toda vez que o jogador acerta a cabeçada é emitido um sinal sonoro e o jogador aumenta a sua pontuação. O jogo exige a identificação do estímulo e a tomada de decisão rápida sobre a direção dos movimentos realizados para acertar ou se esquivar do alvo.</p>
<p>Basic Run</p>		<p>Corrida estacionária.</p>	<p>O participante real precisa realizar a alternância de passos para fazer com que o seu jogador virtual conclua uma corrida em um percurso guiado por um gato projetado na tela. Após completar o percurso o jogador precisa responder a três perguntas sobre detalhes do trajeto percorrido. A pontuação é proporcional ao ritmo do jogador e ao número de respostas corretas. O jogo exige a divisão de atenção entre a marcha e os estímulos do ambiente virtual que precisam ser memorizados, pois no final do trajeto são feitas perguntas sobre o percurso.</p>

8. REFERÊNCIAS

Alawieh A, Zhao J, Feng W. Factors affecting post-stroke motor recovery: Implications on neurotherapy after brain injury. *Behav Brain Res*. 2018 Mar; 340:94–101. doi: 10.1016/j.bbr.2016.08.029.

Arya KN, Pandian S, Abhilasha CR, Verma A. Does the motor level of the paretic extremities affect balance in poststroke subjects?. *Rehabilitation Research and Practice*. 2014;1–7. doi:10.1155/2014/767859.

Baehr M, Frotscher M. Suprimento sanguíneo e transtornos vasculares do sistema nervoso central. In: Duus: Diagnóstico Topográfico em Neurologia. 4ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2008. p. 407-480.

Ballester BR, Maier M, San Segundo Mozo RM, Castañeda V, Duff A, M J Verschure PF. Counteracting learned non-use in chronic stroke patients with reinforcement-induced movement therapy. *J Neuroeng Rehabil*. 2016 Aug; 9;13(1):74. doi: 10.1186/s12984-016-0178-x.

Bang YS, Son KH, Kim HJ. Effects of virtual reality training using Nintendo Wii and treadmill walking exercise on balance and walking for stroke patients. *J Phys Ther Sci*. 2016 Nov; 28(11): 3112-3115.

Belagaje SR. Stroke Rehabilitation. *Continuum (Minneap Minn)*. 2017 Feb; 23(1, Cerebrovascular Disease):238-253. doi: 10.1212/CON.0000000000000423.

Bernhardt J, Hayward KS, Kwakkel G, Ward NS, Wolf SL, Borschmann K, Krakauer JW, Boyd LA, Carmichael T, Corbett D, Cramer SC. Agreed definitions and a shared vision for new standards in stroke recovery research: the stroke recovery and rehabilitation roundtable taskforce. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2017 Sep; 31(9):793–799.

Bonnechere B, Jansen B, Omelina L, Van Sint Jan S. The use of commercial video games in rehabilitation: a systematic review. *Int J Rehabil Res*. 2016 Dec; 39:277–290.

Borghese NA, Pirovano M, Lanzi PL, Wu S, Bruin ED Bruin. Computational Intelligence and Game Design for Effective At-Home Stroke Rehabilitation. *Games Health J*. 2013 Apr; 2(2):81–88.

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*. 2014a Sep; 28(9):912-923.

Bower KJ, McGinley JL, Miller KJ, Clark RA. Instrumented static and dynamic balance assessment after stroke using Wii Balance Boards: reliability and association with clinical tests. *PLoS One*. 2014b Dec; 26;9(12):e115282. doi: 10.1371/journal.pone.0115282.

Boyd LA, Winstein CJ. Implicit motor-sequence learning in humans following unilateral stroke: the impact of practice and explicit knowledge. *Neuroscience Letters*, 2001 Jan; 26;298(1):65–69. doi:10.1016/s0304-3940(00)01734-1.

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.

Britto RR, Sousa LAP. Teste de caminhada de seis minutos – uma normatização Brasileira. *Fisioterapia em Movimento*. 2006 Dez; 19(4):49-54.

Brown DA, Wijdicks EFM. Decompressive craniectomy in acute brain injury. *Handb Clin Neurol*. 2017; 140:299–318. doi:10.1016/b978-0-444-63600-3.00016-7

Campbell WW, De Jong: O exame neurológico. 6ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. p 563.

Carr J, Shepherd R. Reabilitação Neurológica: Otimizando o desempenho motor. 1ª ed. Barueri: Manole, 2008. p. 369.

Chen L, Lo WL, Mao YR, Ding MH, Lin Q, Li H, Zhao JL, Xu ZQ, Bian RH, Huang DF. Effect of Virtual Reality on Postural and Balance Control in Patients with Stroke: A Systematic Literature Review. *Biomed Res Int*. 2016; 2016: 7309272. doi: 10.1155/2016/7309272.

Cheng PT, Wu SH, Liaw MY, Wong AM, Tang FT. Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001 Dec; 82(12):1650–4. doi: 10.1053/apmr.2001.26256.

Choi JH, Kim BR, Han EY, Kim SM. The Effect of Dual-Task Training on Balance and Cognition in Patients With Subacute Post-Stroke. *Ann Rehabil Med*. 2015 Feb; 39(1): 81–90. doi: 10.5535/arm.2015.39.1.81.

Chung DY, Mayer SA, Rordorf GA. External Ventricular Drains After Subarachnoid Hemorrhage: Is Less More?. *Neurocrit Care*. 2018 Mar; 28(2):157–161. doi: 10.1007/s12028-017-0443-2.

Ciou SH, Hwang YS, Chen CC, Chen SC. Balance training using an interactive game to enhance the use of the affected side after stroke. *J. Phys. Ther. Sci*. 2015 Dec; 27(12): 3855–3861. doi: 10.1589/jpts.27.3855.

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 Mar; 31(3):307-10. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.11.012.

Clark RA, McGough R, Paterson K. Reliability of an inexpensive and portable dynamic weight bearing asymmetry assessment system incorporating dual

Nintendo Wii Balance Boards. *Gait Posture*. 2011 Jun; 34(2):288-91. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.04.010.

Clark RA, Mentiplay BF, Pua YH, Bower KJ. Reliability and validity of the Wii Balance Board for assessment of standing balance: A systematic review. *Gait Posture*. 2018 Mar; 61:40-54. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.12.022.

Corbetta D, Imeri F, Gatti R. Rehabilitation that incorporates virtual reality is more effective than standard rehabilitation for improving walking speed, balance and mobility after stroke: a systematic review. *J Physiother*. 2015 Jul; 61(3):117-24. doi: 10.1016/j.jphys.2015.05.017.

Corrêa FI, Soares F, Andrade DV, Gondo RM, Peres JA, Fernandes AO, Corrêa JCF. Atividade muscular durante a marcha após acidente vascular encefálico. *Arq. Neuropsiquiatr*. 2005; 63(3b):847-851. doi: 10.1590/S0004-282X2005000500024.

Costa MTS, Vieira LP, Barbosa EO, Oliveira LM, Maillot P, Vaggetti CAO, Carta MG, Machado S, Gatica-Rojas V, Monteiro-Junior RS. Virtual Reality-Based Exercise with Exergames as Medicine in Different Contexts: A Short Review. *Clin Pract Epidemiol Ment Health*. 2019; 15: 15–20. doi: 10.2174/1745017901915010015.

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 May; 10;12:46. doi: 10.1186/s12984-015-0035-3.

De Bujanda E, Nadeau S, Bourbonnais D, Dickstein R. Associations between lower limb impairments, locomotor capacities and kinematic variables in the frontal plane during walking in adults with chronic stroke. *J Rehabil Med*. 2003 Nov; 35(6):259-64. doi: 10.1080/16501970310012428.

De Campos LM, Martins BM, Cabral ML, et al. How Many Patients Become Functionally Dependent after a Stroke? A 3-Year Population-Based Study in Joinville, Brazil. *PLoS One*. 2017 Jan; 12(1):e0170204. doi: 10.1371/journal.pone.0170204.

De Haart M, Geurts AC, Huidekoper SC, Fasotti L, Van Limbeek J. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: A Rehabilitation Cohort Study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004 Jun; 85(6):886–895. doi: 10.1016/j.apmr.2003.05.012.

De Rooij IJM, De Port I, Meijer JWG. Effect of Virtual Reality Training on Balance and Gait Ability in Patients With Stroke: Systematic Review and Meta-Analysis. *Phys Ther*. 2016 Dec; 96(12):1905-1918.

Deutsch JE, Brettler A, Smith C, et al. Nintendo Wii Sports and Wii Fit game analysis, validation, and application do stroke rehabilitation. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 2011 Nov-Dec; 18(6):701-719. doi: 10.1310/tsr1806-701.

Deutsch JE, Morrison RJ, Bowlby PG. Wii-based compared to standard of care balance and mobility rehabilitation for two individuals post-stroke. In Virtual Rehabilitation International Conference, Haifa, 2009; 117–120.

Duncan PW, Zorowitz R, Bates B, Choi JY, Glasberg JJ. Management of Adult Stroke Rehabilitation Care: A Clinical Practice Guideline. *Stroke*. 2005 Sep; 36(9):100-43. doi: 10.1161/01.STR.0000180861.54180.FF.

Emberson J, Lees KR, Lyden P, Blackwell L, Albers G, Bluhmki E, Brodt T, Cohen G, Davis S, Donnan G, Grotta J, Howard G, Kaste M, Koga M, von Kummer R, Lansberg M, Lindley R, Murray G, Olivot JM, Parsons M, Tilley B, Toni D, Toyoda K, Wahlgren N, Wardlaw J, Whiteley W, del Zoppo GJ, Baigent C, Sandercock P, Hacke W. 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 Aug; 384(9958):1929–35. doi: 10.1016/S0140-6736(14)60584-5.

Eng JJ, Tang PF. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: a synthesis of the evidence. *Expert Rev Neurother*. 2007 Oct; 7(10):1417-36. doi: 10.1586/14737175.7.10.1417.

Ernst MO, Banks MS. Humans integrate visual and haptic information in a statistically optimal fashion. *Nature*. 2002; 415(6870):429–433. doi:10.1038/415429a .

Feigin VL, Norrving B, Mensah GA. Global Burden of Stroke. *Circ Res*. 2017 Feb; 120(3):439-448. doi: 10.1161/CIRCRESAHA.116.308413.

Frikha M, Chaa N, Elghoul Y, Mohamed-Ali HH, Zinkovsky AV. Effects of combined versus singular verbal or haptic feedback on acquisition, retention, difficulty, and competence perceptions in motor learning. *Percept Mot Skills*. 2019 Apr; 126(4): 713–732. doi: 10.1177/0031512519842759.

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 May-Jun; 20(3):218-25. doi: 10.1310/tsr2003-218.

Fu MJ, Knutson JS, Chae J. Stroke Rehabilitation Using Virtual Environments. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2015; 26(4): 747-757. doi: 10.1016/j.pmr.2015.06.001.

Fugl-Meyer AR, Jaasko L, Leyman I, Olsson S, Steglind S. The post stroke patient: A method for evaluation of physical performance. *Scand J Rehabil Med*. 1975; 7(1):13–31.

Garland SJ, Gray VL, Knorr S. Muscle activation patterns and postural control following stroke. *Motor Control*. 2009 Oct; 13(4):387-411. doi: 10.1123/mcj.13.4.387.

Geurts ACH, de Haart M, van Nes IJW, Duysens J. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait Posture*. 2005 Nov; 22(3):267–281. doi:10.1016/j.gaitpost.2004.10.002.

Gil-Gómez JA, Lloréns R, Alcañiz M, Colomer C. Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *J Neuroeng Rehabil*. 2011 May; 23;8:30. doi: 10.1186/1743-0003-8-30.

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 Jun; 42(6):1712-1716. doi: 10.1161/STROKEAHA.110.606277.

Goldie PA, Matyas TA, Evans OM., Galea M, Bach TM. Maximum voluntary weight-bearing by the affected and unaffected legs in standing following stroke. *Clin Biomech*. 1996 Sep; 11(6):333-342. doi: 10.1016/0268-0033(96)00014-9.

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*. 2005 Sep; 27(9):2925–2930. doi:10.1589/jpts.27.2925.

Golla A, Müller T, Wohlfarth K, Jahn P, Mattukat K, Mau W. Home-based balance training using Wii Fit™: a pilot randomised controlled trial with mobile older stroke survivors. *Pilot and Feasibility Studies*. 2018 Dec; 4(1). doi:10.1186/s40814-018-0334-0.

Grysiewicz RA, Thomas K, Pandey DK. Epidemiology of Ischemic and Hemorrhagic Stroke: Incidence, Prevalence, Mortality, and Risk Factors. *Neuro Clin*. 2008 Nov; 26(4):871–895. doi:10.1016/j.ncl.2008.07.003.

Haas BM, Burden AM. Validity of weight distribution and sway measurements of the Balance Performance Monitor. *Physiother Res Int*. 2000; 5(1):19-32. doi: 10.1002/pri.181.

Hacmon RR, Krasovsky T, Lamontagne A, Levin MF. Deficits in intersegmental trunk coordination during walking are related to clinical balance and gait function in chronic stroke. *J Neurol Phys Ther*. 2012 Dec; 36(4):173-81. doi: 10.1097/NPT.0b013e31827374c1.

Heald JB, Franklin DW, Wolpert DM. Increasing muscle co-contraction speeds up internal model acquisition during dynamic motor learning. *Sci Rep*. 2018 Nov; 8: 16355. doi: 10.1038/s41598-018-34737-5.

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 Jul; 39(1):177–181. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.06.022.

Henrique PPB, Colussi EL, De Marchi ACB. Effects of Exergame on Patients' Balance and Upper Limb Motor Function after Stroke: A Randomized Controlled Trial. *J Stroke Cerebrovasc Dis*. 2019 Aug; 28(8):2351-2357. doi: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2019.05.031.

Horak FB, Wrisley DM, Frank J. The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther*. 2009 May; 89(5): 484-98. doi: 10.2522/ptj.20080071.

Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age Ageing*. 2006 Sep. 35(Suppl 2): ii7–ii11. doi:10.1093/ageing/afl077.

Hosp JA, Luft AR. Cortical Plasticity during Motor Learning and Recovery after Ischemic Stroke. *Neural Plast*. 2011 Oct; 2011:871296. doi: 10.1155/2011/871296.

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 Sep; 95(9):1629-37. doi: 10.1016/j.apmr.2014.04.029.

Huurnink A, Fransz DP, Kingma I, van Dieën JH. Comparison of a laboratory grade force platform with a Nintendo Wii Balance Board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks. *J Biomech*. 2013 Apr; 46(7):1392-5. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.02.018.

Iwamoto Y, Takahashi M, Shinkoda K. Differences of muscle co-contraction of the ankle joint between young and elderly adults during dynamic postural control at different speeds. *J Physiol Anthropol*. 2017 Aug; 36: 32. doi: 10.1186/s40101-017-0149-3.

Jacobs JV, Horak FB. Cortical control of postural responses. *J Neural Transm*. 2007 Mar; 114(10):1339–1348. doi:10.1007/s00702-007-0657-0.

Jones, TA. Motor compensation and its effects on neural reorganization after stroke. *Nat Rev Neurosci*. 2017 May; 18(5):267–280. doi: 10.1038/nrn.2017.26.

Joo LY, Yin TS, Xu D, Thia E, Chia PF, Kuah CWK, He KK. A feasibility study using interactive commercial off-the-shelf computer gaming in upper limb rehabilitation in patients after stroke. *Journal Rehabilitation Medicine*. 2010; 42:437–441.

Kamphuis JF, de Kam D, Geurts AC, Weerdesteyn V. Is weight-bearing asymmetry associated with postural instability after stroke? A systematic review. *Stroke Res Treat*. 2013 Apr; 2013:692137. doi: 10.1155/2013/692137.

Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM, Siegelbaum SA, Hudspeth AJ. *Princípios de Neurociências*. 5ª ed. São Paulo: AMGH Editora; 2014. p. 825.

Karasu A, Batur E, Karataş G. Effectiveness of Wii-based rehabilitation in stroke: A randomized controlled study. *J Rehabil Med*. 2018 May; 50(5):406–412. doi:10.2340/16501977-2331.

Karatas M, Cetin N, Bayramoglu M, Dilek A. Trunk muscle strength in relation to balance and functional disability in unihemispheric stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*. 2004 Feb; 83(2):81-87. doi: 10.1097/01.PHM.0000107486.99756.C7.

Kleynen M, Braun SM, Bleijlevens MH, Lexis MA, Rasquin SM, Halfens J, Wilson MR, Beurskens AJ, Masters RS. Using a Delphi technique to seek consensus regarding definitions, descriptions and classification of terms related to implicit and explicit forms of motor learning. *PLoS One*. 2014 Jun; 9(6):e100227. doi: 10.1371/journal.pone.0100227.

Kollen BJ, Kwakkel G, Lindeman E. Longitudinal robustness of variables predicting independent gait following severe middle cerebral artery stroke: A Prospective Cohort Study. *Clinical Rehabilitation*. 2006 Mar; 20(3):262–268.

Krakauer JW. Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Curr Opin Neurol*. 2006 Feb; 19(1):84-90. doi: 10.1097/01.wco.0000200544.29915.cc.

Langhorne P, Coupar F, Pollock A. Motor recovery after stroke: a systematic review. *Lancet Neurol*. 2009 Aug; 8(8): 741-754. doi: 10.1016/S1474-4422(09)70150-4.

Lauber B, Keller M. Improving motor performance: Selected aspects of augmented feedback in exercise and health. *Eur J Sport Sci*. 2014; 14(1):36-43. doi: 10.1080/17461391.2012.725104.

Laufer Y, Dar G, Kodesh E. Does a Wii-based exercise program enhance balance control of independently functioning older adults? A systematic review. *Clin Interv Aging*. 2014 Oct; 9:1803-13. doi: 10.2147/CIA.S69673.

Laver KE, George S, Thomas S, Deutsch JE, Crotty M. Virtual reality for stroke rehabilitation. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2015 Feb; 2015 (2):CD008349. doi: 10.1002/14651858.CD008349.pub3.

Laver KE, Lange B, George S, Deutsch JE, Saposnik G, Crotty M. Virtual reality for stroke rehabilitation. *Cochrane Database of Syst Rev*. 2017 Nov; 11(11): CD008349. doi: 10.1002/14651858.CD008349.pub4.

Lee HS, Park YJ, Park SW. The Effects of Virtual Reality Training on Function in Chronic Stroke Patients: A Systematic Review and Meta-Analysis. *BioMed Research International*. 2019 Jun; 18;2019:7595639. doi: 10.1155/2019/7595639.

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 Jun; 27: 1883–1888. doi: 10.1589/jpts.27.1883.

Levin MF, Kleim JA, Wolf SL. What Do Motor “Recovery” and “Compensation” Mean in Patients Following Stroke?. *Neurorehabil Neural Repair*. 2009 May; 23(4), 313–319. doi: 10.1177/1545968308328727.

Levin MF, Panturin E. Sensorimotor Integration for Functional Recovery and the Bobath Approach. *Motor Control*. 2011 Apr; 15(2), 285–301. doi: 10.1123/mcj.15.2.285

Liao WC, Lai CL, Hsu PS, Chen KC, Wang CH. Different weight shift trainings can improve the balance performance of patients with a chronic stroke – a randomized controlled trial. *Medicine (Baltimore)*. 2018 Nov; 97(45):e13207. 2018 Nov 9. doi: 10.1097/MD.00000000000013207.

Lima RCM, Teixeira-Salmela LF, Magalhães LC, Gomes-Neto M. Propriedades psicométricas da versão brasileira da escala de qualidade de vida específica para acidente vascular encefálico: aplicação do modelo Rasch. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2008; 12(2): 149-56.

Lima, RCM. Adaptação transcultural do stroke specific quality of life – SSQOL: Um instrumento específico para avaliar a qualidade de vida de hemiplégicos. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação). Belo Horizonte: Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (UFMG); 2006.

Lomaglio MJ, Eng JJ. Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait Posture*. 2005 Oct;22(2):126–131. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.08.002.

Lord SR, Clark RD, Webster IW. Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. *J Gerontol*. 1991 May; 46(3):M69-76. doi: 10.1093/geronj/46.3.m69.

Lord SR, Ward JA. Age-associated differences in sensori-motor function and balance in community dwelling women. *Age Ageing*. 1994 Nov; 23(6):452-60.

Lugrin JL, Ertl M, Krop P, Klupfel R, Stierstorfer S, Weisz B, Ruck M, Schmitt J, Schmitt N, Latoschik ME. Any “Body” There? Avatar Visibility Effects in a Virtual Reality Game. 2018 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR). 2018. doi:10.1109/vr.2018.8446229

Lundy-Ekman, L. Neurociências: Fundamentos para Reabilitação – Rio de Janeiro: Elsevier, 2008. p. 67.

Luque-Moreno C, Ferragut-Garcías A, Rodríguez-Blanco C, Heredia-Rizo AM, Oliva-Pascual-Vaca J, Kiper P, Oliva-Pascual-Vaca Á. A Decade of Progress Using Virtual Reality for Poststroke Lower Extremity Rehabilitation: Systematic Review of the Intervention Methods. *Biomed Res Int*. 2015 Oct; 2015:342529. doi: 10.1155/2015/342529.

Ma VY, Chan L, Carruthers KJ. Incidence, prevalence, costs, and impact on disability of common conditions requiring rehabilitation in the United States: stroke, spinal cord injury, traumatic brain injury, multiple sclerosis, osteoarthritis, rheumatoid arthritis, limb loss, and back pain. *Arch Phys Med Rehabil*. 2014 May; 95(5):986-995. doi: 10.1016/j.apmr.2013.10.032.

Mackintosh SF, Hill KD, Dodd KJ, Goldie PA, Culham EG. Balance score and a history of falls in hospital predict recurrent falls in the 6 months following stroke rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006 Dec; 87(12):1583–1589. doi: 10.1016/j.apmr.2006.09.004.

Magill RA. Motor learning and control: concepts and applications. 10th edition. New York: McGraw-Hill Humanities; 2010. p.344

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. *Revista brasileira de Fisioterapia*. 2006; 10(2):177-183. doi.org/10.1590/S1413-35552006000200007.

Mancini M, Horak FB. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2010 Jun; 46(2):239-248.

Mansfield A, Mochizuki G, Inness EL, McIlroy WE. Clinical correlates of between-limb synchronization of standing balance control and falls during inpatient stroke rehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair*. 2012 Jan; 26(6): 627–635. doi: 10.1177/1545968311429688.

Mansfield A, Wong JS, McIlroy WE, Biasin L, Brunton K, Bayley M, Inness EL. Do measures of reactive balance control predict falls in people with stroke returning to the community? *Physiotherapy*. 2015 Dec; 101(4):373-80. doi: 10.1016/j.physio.2015.01.009.

Marigold DS, Eng JJ, Tokuno CD, Donnelly CA. Contribution of muscle strength and integration of afferent input to postural instability in persons with stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2004 Dec; 18(4):222-9. doi: 10.1177/1545968304271171.

Marigold DS, Eng JJ. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait Posture*. 2006 Feb; 23(2):249-55. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.03.001.

Michael K, Goldberg AP, Treuth MS, Beans J, Normandt P, Macko RF. Progressive adaptive physical activity in stroke improves balance, gait, and fitness: preliminary results. *Top Stroke Rehabil.* 2009 Mar-Apr; 16(2):133-139. doi: 10.1310/tsr1602-133.

Miranda CS, Oliveira TP, Gouvêa JXM, Perez DB, Marques AP, Piemonte MEP. Balance Training in Virtual Reality Promotes Performance Improvement but not Transfer to Postural Control in People with Chronic Stroke. *Games Health J.* 2019 Aug; 8(4):294-300. doi: 10.1089/g4h.2018.0075.

Moher D, Hopewell S, Schulz KF, Montori V, Gøtzsche PC, Devereaux PJ, Elbourne D, Egger M, Altman DG. CONSORT 2010 explanation and elaboration: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *J Clin Epidemiol.* 2010 Aug; 63(8):e1-37. doi: 10.1016/j.jclinepi.2010.03.004.

Morone G, Tramontano M, Iosa M, Shofany J. The Efficacy of Balance Training with Video Game-Based Therapy in Subacute Stroke Patients: A Randomized Controlled Trial. *Biomed Res Int.* 2014 May; 2014:580861. doi: 10.1155/2014/580861.

Nasreddine ZS, Phillips NA, Bédirian V, Charbonneau S, Whitehead V, Collin I, Cummings JL, Chertkow H. The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment. *J Am Geriatr Soc.* 2005 Apr; 53(4): 695-699. doi: 10.1111/j.1532-5415.2005.53221.x.

Oliveira CB, Medeiros Í, GreTERS MG, Frota NA, Lucato LT, Scaff M, Conforto AB. Abnormal sensory integration affects balance control in hemiparetic patients within the first year after stroke. *Clinics (Sao Paulo).* 2011; 66(12): 2043-2048. doi: 10.1590/s1807-59322011001200008.

Oliveira, TP. Efeitos do treino de equilíbrio com realidade virtual sobre estrutura e função, atividade e participação de pessoas com sequelas crônicas de AVC: um ensaio clínico randomizado. Tese de doutorado. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2018.

Omiyale O, Crowell CR, Madhavan S. Effect of Wii-based balance training on corticomotor excitability post stroke. *J Mot Behav.* 2015 Nov; 47(3):190-200. doi: 10.1080/00222895.2014.971699.

Park YH, Lee C, Lee BH. Clinical usefulness of the virtual reality-based postural control training on the gait ability in patients with stroke. *J Exerc Rehabil.* 2013 Oct; 9(5):489-494. doi:10.12965/jer.130066.

Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, McIlroy WE. Changes in gait symmetry and velocity after stroke: a cross-sectional study from weeks to years after stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* 2010 Sep; 24(9):783-790. doi: 10.1177/1545968310372091.

Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008 Feb; 89(2):304–310. doi: 10.1016/j.apmr.2007.08.142.

Perrochon A, Borel B, Istrate D, Compagnat M, Daviet JC. Exercise-based games interventions at home in individuals with a neurological disease: a systematic review and meta-analysis. *Ann Phys Rehabil Med*. 2019 Sep; 62(5):366–378. doi:10.1016/j.rehab.2019.04.004.

Pin-Barre C, Laurin J. Physical Exercise as a Diagnostic, Rehabilitation, and Preventive Tool: Influence on Neuroplasticity and Motor Recovery after Stroke. *Neural Plast*. 2015; 2015:608581. doi: 10.1155/2015/608581.

Pinzon D, Vega R, Sanchez P, Zheng B. Skill learning from kinesthetic feedback. *Am J Surg*. 2017 Oct; 214(4):721–725. doi: 10.1016/j.amjsurg.2016.10.018.

Pradon D, Roche N, Enette L, Zory R. Relationship between lower limb muscle strength and 6-minute walk test performance in stroke patients. *J Rehabil Med*. 2013 Jan; 45(1):105–8. doi: 10.2340/16501977-1059.

Proske U, Gandevia SC. The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. *Physiol Rev*. 2012 Oct; 92(4):1651–1697. doi:10.1152/physrev.00048.2011.

Rabinstein AA. Treatment of Acute Ischemic Stroke. *CONTINUUM: Lifelong Learning in Neurology*. 2017 Feb; 23(1):62–81. doi:10.1212/con.0000000000000420.

Radak D, Katsiki N, Resanovic I, Jovanovic A, Sudar-Milovanovic E, Zafirovic S, Mousad SA, Isenovic ER. Apoptosis and Acute Brain Ischemia in Ischemic Stroke. *Curr Vasc Pharmacol*. 2017; 15(2):115–122. doi: 10.2174/1570161115666161104095522.

Rodgers H. Stroke. *Handbook of Clinical Neurology*. 2013; 110:427–433. doi:10.1016/b978-0-444-52901-5.00036-8.

Rodrigues LC, Marques AP, Barros PB, Michaelsen SM. Reliability of the Balance Evaluation Systems Test (BESTest) and BESTest sections for adults with hemiparesis. *Braz J Phys Ther*. 2014 Jun; 18(3):276–81. doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0033.

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 Mar-Apr; 83(4):478–82. doi: 10.1053/apmr.2002.31197.

Roerdink M, Geurts AC, de Haart M, Beek PJ. On the relative contribution of the paretic leg to the control of posture after stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2009 Mar-Apr; 23(3):267–74. doi: 10.1177/1545968308323928.

Roger LV, Go AS, Lloyd-Jones DM, Benjamin EJ, Berry JD, Borden WB, Bravata DM, Dai S, Ford ES, Fox CS, Fullerton HJ, Gillespie C, Hailpern SM, Heit JA, Howard VJ, Kissela BM, Kittner SJ, Lackland DT, Lichtman JH, Lisabeth LD, Makuc DM, Marcus GM, Marelli A, Matchar DB, Moy CS, Mozaffarian D, Mussolino ME, Nichol G, Paynter NP, Soliman EZ, Sorlie PD, Sotoodehnia N, Turan TN, Virani SS, Wong ND, Woo D, Turner MB. Heart Disease and Stroke Statistics—2012 Update - A Report From the American Heart Association. *Circulation*. 2012 Jan; 125(1):e2–e220. doi: 10.1161/CIR.0b013e31823ac046.

Sacco RL. Patogênese, classificação e epidemiologia das doenças vasculares cerebrais. In: Rowland LP. Merrit. Tratado de neurologia. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002. p. 184-94.

Sampaio-Baptista C, Sanders ZB, Johansen-Berg H. Structural Plasticity in Adulthood with Motor Learning and Stroke Rehabilitation. *Annu Rev Neurosci*. 2018 Jul; 41(1):25-40. doi: 10.1146/annurev-neuro-080317-062015.

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 Feb; 5(1):47-51. doi: 10.1111/j.1747-4949.2009.00404.x.

Sattelmayer M, Elsig S, Hilfiker R, Baer G. A systematic review and meta-analysis of selected motor learning principles in physiotherapy and medical education. *BMC Med Educ*. 2016 Jan; 16:15. doi: 10.1186/s12909-016-0538-z.

Scaglioni-Solano P, Aragón-Vargas LF. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board to assess standing balance and sensory integration in highly functional older adults. *Int J Rehabil Res*. 2014 Jun; 37(2):138-43. doi: 10.1097/MRR.0000000000000046.

Schmid AA, Rittman M. Consequences of poststroke falls: activity limitation, increased dependence, and the development of fear of falling. *Am J Occup Ther*. 2009 May-Jun; 63(3):310-316. doi: 10.5014/ajot.63.3.310.

Shumway-Cook A, Woollacott MH. Controle motor: teoria e aplicações práticas. 3ª ed. Barueri: Manole; 2010. p.158-186.

Sigrist R, Rauter G, Riener R, Wolf P. Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: A review. *Psychon Bull Rev*. 2013b Feb; 20(1):21-53. doi: 10.3758/s13423-012-0333-8.

Sigrist R, Rauter G, Riener R, Wolf P. Terminal feedback outperforms concurrent visual, auditory, and haptic feedback in learning a complex rowing-type task. *J Mot Behav*. 2013a Sep; 45(6):455-72. doi: 10.1080/00222895.2013.826169.

Şimşek TT, Çekok K. *The effects of Nintendo Wii™-based balance and upper extremity training on activities of daily living and quality of life in patients with sub-*

acute stroke: a randomized controlled study. International Journal of Neuroscience. 2015;126(12):1061–1070. doi:10.3109/00207454.2015.1115993.

Skolarus LE, Freedman VA, Feng C, Wing JJ, Burke JF. Care Received by Elderly US Stroke Survivors May Be Underestimated. *Stroke.* 2016 Aug; 47(8):2090-5. doi: 10.1161/STROKEAHA.116.012704.

Srivastavaa A, Talyb AB, Guptac A, Kumarc S, Murali T. Post-stroke balance training: Role of force platform with visual feedback technique. *J Neurol Sci.* 2009 Dec; 287(1-2):89-93. doi: 10.1016/j.jns.2009.08.051.

Sugarman H, Weisel-Eichler A. Use of the Wii Fit system for the treatment of balance problems in the elderly: a feasibility study. *Virtual Rehabilitation International Conference.* 2009; 111–116.

Sungkarat S, Fisher BE, Kovindha A. Efficacy of an insole shoe wedge and augmented pressure sensor for gait training in individuals with stroke: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2011 Apr; 25(4):360–9. doi: 10.1177/0269215510386125.

Szopa A, Domagalska-Szopa M, Lasek-Bal A, Żak A. The link between weight shift asymmetry and gait disturbances in chronic hemiparetic stroke patients. *Clinical Interventions in Aging.* 2017 Dec; 12:2055–2062. doi:10.2147/cia.s144795.

Tally Z, Boetefuer L, Kauk C, Perez G, Schrand L, Hoder J. The efficacy of treadmill training on balance dysfunction in individuals with chronic stroke: a systematic review. *Top Stroke Rehabil.* 2017 Oct; 24(7):539-546. doi: 10.1080/10749357.2017.1345445.

Trindade APNT, Barboza MA, Oliveira FB, Borges APO. Influência da simetria e transferência de peso nos aspectos motores após Acidente Vascular Cerebral. *Rev Neurocienc.* 2011; 19(1):61-67.

Tripette J, Murakami H, Ryan KR, Ohta Y, Miyachi M. The contribution of Nintendo Wii Fit series in the field of health: a systematic review and meta-analysis. *PeerJ.* 2017; 5:e3600. doi: 10.7717/peerj.3600.

Tsaklis PV, Grooten WJA, Franzén E. Effects of Weight-Shift Training on Balance Control and Weight Distribution in Chronic Stroke: A Pilot Study. *Top Stroke Rehabil.* 2012 Jan-Feb; 19(1):23–31. doi:10.1310/tsr1901-23.

Van Criekinge T, Saeys W, Hallemans A, Velghe S, Viskens PJ, Vereeck L, De Hertogh W, Truijen S. Trunk biomechanics during hemiplegic gait after stroke: A systematic review. *Gait Posture.* 2017 May; 54:133-143. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.03.004.

Van Criekinge T, Truijen S, Schröder J, Maebe Z, Blanckaert K, van der Waal C, Saeys W. The effectiveness of trunk training on trunk control, sitting and standing

balance and mobility post-stroke: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil*. 2019 Jun; 33(6):992-1002. doi: 10.1177/0269215519830159.

Vearrier LA, Langan J, Shumway-Cook A, Woollacott M. An intensive massed practice approach to retraining balance post-stroke. *Gait Posture*. 2005 Oct; 22(2):154-63. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.09.001.

Viñas-Diz S, Sobrido-Prieto M. Virtual reality for therapeutic purposes in stroke: a systematic review. *Neurología (English Edition)*. 2016 May; 31(4), 255–277. doi:10.1016/j.nrleng.2015.06.007

Wardlaw JM, Murray V, Berge E, del Zoppo GJ. Thrombolysis for acute ischaemic stroke. *Cochrane Database Syst Rev*. 2014 Jul; 2014(7):CD000213. doi: 10.1002/14651858.CD000213.pub3.

Weerdesteyn V, de Niet M, van Duijnhoven HJR, Geurts ACH. Falls in individuals with stroke. *J Rehabil Res Dev*. 2008; 45(8):1195-213.

Weiss P, Kizony R, Feintuch U, Katz N. Virtual reality in neurorehabilitation. In: Selzer M, Cohen L, Gage F, Clarke S, Duncan P editor(s). *Textbook of Neural Repair and Rehabilitation*. Cambridge University Press; 2006:182–97.

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 Jun; 47(6): e98-e169. doi: 10.1161/STR.0000000000000098.

World Health Organization. The top 10 causes of death: Fact sheet. *World Health Organization*. [Online] Geneva; 2014. [Acesso em 21 maio 2019]. Disponível em: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>.

Wulf G, Shea CH, Whitacre CA. Physical-guidance benefits in learning a complex motor skill. *J Mot Behav*. 1998 Dec; 30(4):367-80. doi: 10.1080/00222899809601351.

Wulf G, Toole T. Physical assistance devices in complex motor skill learning: benefits of a self-controlled practice schedule. *Res Q Exerc Sport*. 1999 Sep; 70(3):265-72. doi: 10.1080/02701367.1999.10608045.

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 Apr; 27(4):1145-1151. doi: 10.1589/jpts.27.1145.

Zhong P. Automated Kinesthetic Trainer enhances Kinesthetic Memory development. Graduate Theses and Dissertations Iowa State University; 2011. <https://lib.dr.iastate.edu/etd/10381>.