

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

ESCOLA POLITÉCNICA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE

TATIANE CAROLINE BOUMER

**INDICADORES DO CONTROLE POSTURAL EM INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS
PÓS-AVC NA POSTURA ERETA QUIETA E DURANTE A EXECUÇÃO DE
*SERIOUS GAMES***

CURITIBA

2018

TATIANE CAROLINE BOUMER

**INDICADORES DO CONTROLE POSTURAL EM INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS
PÓS-AVC NA POSTURA ERETA QUIETA E DURANTE A EXECUÇÃO DE
*SERIOUS GAMES***

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. Área de concentração: Bioengenharia da Escola Politécnica, da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de mestre em Tecnologia em Saúde.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Elisangela Ferretti Manffra

CURITIBA

2018

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central

B764i
2018

Boumer, Tatiane Caroline
Indicadores de controle postural em indivíduos hemiparéticos pós-AVC na postura ereta quieta e durante a execução de *Serius Games* / Tatiane Caroline Boumer; orientadora: Elisangela Ferretti Manffra. – 2018.
104 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2018
Bibliografia: f. 66-72

1. Postura humana. 2. Tecnologia médica. 3. Acidente vascular cerebral. 4. Reabilitação. 5. Jogos eletrônicos. I. Manffra, Elisangela Ferretti. II. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. III. Título.

CDD 20. ed. – 613.78



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Escola Politécnica
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

**ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE Mestrado
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 255

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: TECNOLOGIA EM SAÚDE

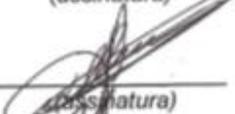
Aos vinte e sete dias do mês de fevereiro de 2018 às 14:00h, no Auditório Madre Léonie, 2º Andar - Bloco Verde, realizou-se a sessão pública de Defesa da Dissertação: "INDICADORES DO CONTROLE POSTURAL EM INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS PÓS-AVC NA POSTURA ERETA QUIETA E DURANTE A EXECUÇÃO DE *SERIOUS GAMES*" apresentado pela aluna Tatiane Caroline Boumer sob orientação da Professora Dr.ª Elisângela Ferretti Manfira como requisito parcial para a obtenção do título de **Mestre em Tecnologia em Saúde**, perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof.ª Dr.ª Elisângela Ferretti Manfira
PUCPR (Presidente)


(assinatura)

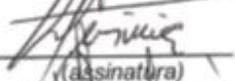
APROVADA
(Aprov/Reprov.)

Prof. Dr. Guilherme Nunes Nogueira Neto
PUCPR (Examinador)


(assinatura)

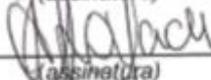
APROVADA
(Aprov/Reprov.)

Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira
USP (Examinador)


(assinatura)

APROVADA
(Aprov/Reprov.)

Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki
UFPR (Examinador)


(assinatura)

APROVADA
(Aprov/Reprov.)

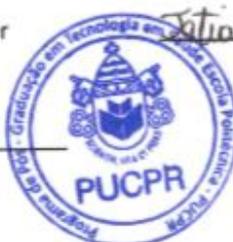
Início: 14:00 Término: 17:00

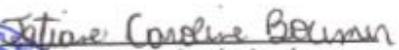
Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado aprovado (aprovado/reprovado), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora.

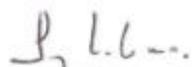
Observações: _____

O(a) aluno(a) está ciente que a homologação deste resultado está condicionada: (I) ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora, que determina um prazo de 30 dias para o cumprimento dos requisitos; (II) entrega da dissertação em conformidade com as normas especificadas no Regulamento do PPGTS/PUCPR; (III) entrega da documentação necessária para elaboração do Diploma.

ALUNO(A): Tatiane Caroline Boumer




(assinatura)


Prof. Dr. Percy Nohama,
Coordenador do PPGTS PUCPR

Dedico esta dissertação de Mestrado aos
meus pais e ao meu noivo, Cristiano.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente, à Deus por tudo o que tenho e o que sou. “À Ele a honra e a glória para sempre!”. Sou grata aos meus pais, Francisco e Sandra, ao meu noivo Cristiano e meus familiares pelo apoio e incentivo em crescer profissionalmente e humanamente.

Agradeço à Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR) e Coordenação de Aperfeiçoamento e Pesquisa (CAPES) pela concessão do auxílio de taxa e bolsa, respectivamente. Agradeço também, minha orientadora Prof.^a Dr.^a Elisangela Ferretti Manffra por acreditar em mim e pela dedicação em ensinar. Sou eternamente grata pela confiança e por todos os ensinamentos desenvolvidos durante o mestrado.

Agradeço aos mestres que me ajudaram a construir minha formação acadêmica durante a graduação em Fisioterapia, em especial a Prof.^a Dr.^a Cristiane Gonçalves Ribas que contribuiu grandemente na trajetória que construí até aqui. Sou grata também, à Ms. Suzane Ketlyn Martello que demonstrou muita dedicação em ajudar-me durante todo o período de mestrado, por ser além de minha inspiração como profissional, uma amiga que levarei para toda a vida.

Agradeço as minhas colegas de mestrado Gabrielly Marques Moreira e Vanessa Lucas dos Santos pelo apoio durante toda a nossa trajetória, pelo incentivo e motivação durante períodos difíceis e por todos os momentos que compartilhamos. Agradeço também à Dr.^a Roberta Bohrer e aos alunos de iniciação científica Nicolý Scrok, Isabela Tesser e Adson Busnello pela auxílio durante as coletas.

Meu agradecimento especial à Gisele Francini Devetak Casaroti pelo companheirismo, amizade e por minha construção como Fisioterapeuta. Certamente, um dos laços mais importantes que construí durante o mestrado. Minha gratidão, afeto e amizade por tudo o que aprendi e pela grande pessoa que conheci. Obrigada!

“(...) Cada um de nós compõe a sua própria história e cada ser em si carrega o dom de ser capaz de ser feliz (...)”. (ALMIR SATER & RENATO TEIXEIRA, 1990).

RESUMO

Introdução: As alterações sensório-motoras presente após o Acidentes Vascular Cerebral (AVC) levam ao comprometimento do equilíbrio estático e dinâmico, os quais são essenciais para realizar diversas tarefas funcionais. Diante disso, propostas de reabilitação são empregadas para auxiliar na recuperação desses indivíduos, entre elas destaca-se os *Serious Games* (SG), que merecem ser investigados principalmente para conhecer seus efeitos sobre as estratégias posturais adotadas pelos indivíduos ao jogar. Mas para compreender essas estratégias é necessário conhecer como os indivíduos se comportam em tarefas simples, como a postura ereta quieta. Para tanto, indicadores do controle postural podem ser essenciais para caracterizar as respostas posturais de indivíduos pós-AVC. **Objetivo:** Caracterizar as respostas posturais de pessoas hemiparéticas pós-AVC em duas tarefas distintas: a postura ereta quieta e durante a execução de SG desenvolvidos para reabilitação pós-AVC. **Metodologia:** Dois experimentos foram realizados. O primeiro foi composto por 36 indivíduos (20 pós-AVC e 16 hígidos) que permaneceram sobre 2 plataformas de força por 60 s o mais quietos possíveis em duas condições de posicionamentos dos pés (livre e padronizada). Os indicadores posturais explorados foram: sincronização entre os centros de pressão (CPs) e das forças de reação do solo (FRS), simetria de descarga de peso e torque vertical (TV). Para esse experimento foram comparadas as duas populações e os dois tipos de posicionamento dos pés. O segundo experimento foi composto por 8 voluntários (4 pós-AVC e 4 hígidos) que deveriam jogar três SG (Cabeceio, Goleiro e Esqui) sobre duas plataformas de força. Os indicadores que foram utilizados para compreender as respostas posturais das duas populações foram: sincronização entre os CPs e simetria de descarga de peso. **Resultados:** Para o primeiro experimento, baixos valores de sincronização entre as FRS foram encontradas para ambos os grupos ($<0,60$), a sincronização dos CPs ($<0,60$) e a simetria de descarga de peso ($<0,40\%$) foram baixas apenas para o grupo pós-AVC e o TV foi maior para esse grupo ($>0,70$ N.m). No segundo experimento, os valores de sincronização entre os CPs durante a execução dos SG foram baixos para ambos os grupos ($<0,60$) e a assimetria de descarga de peso foi maior para o grupo pós-AVC nos jogos Cabeceio e Esqui. **Conclusão:** Na postura ereta quieta, os valores de sincronização entre os CPs e simetria de descarga de peso foram baixos e assimétricos, respectivamente, para o grupo pós-AVC o que demonstra reduzida coordenação entre os membros inferiores e maior contribuição do membro inferior não parético no controle postural. Já o TV, indica que os mesmo tendem a oscilar mais em torno do eixo vertical, apresentando instabilidade no controle de tronco. Durante a execução dos SG a baixa sincronização entre os CPs para ambos os grupos, indica a existência de estratégias posturais na qual se reduz a sincronização para responder de forma mais adequada ao jogo. Já para a simetria de descarga de peso, os indivíduos pós-AVC utilizaram de uma assimetria nas as transferências de peso entre os membros para recuperar o equilíbrio.

Palavras-chave: Controle Postural; Centro de Pressão; Postura Ereta Quieta; Acidente Vascular Cerebral; Jogos Digitais.

ABSTRACT

Introduction: The sensorimotor impairments presented in post-stroke individuals lead to the compromise of the static and dynamic balance, which are essential to perform several functional tasks. Therefore, rehabilitation programs are used to assist in the recovery of these individuals, among them the Serious Games (SG), which deserve to be investigated mainly to know its effects on the postural strategies. But to understand these strategies it is necessary to know how post-stroke individuals behave in simple balance tasks, such as quiet standing. Thus, postural control indicators may be essential to characterize the postural responses of post-stroke individuals in quiet standing and dynamic tasks. **Objective:** To characterize the postural responses of post-stroke hemiparetic individuals in the quiet standing and during the execution of SG developed for post-stroke rehabilitation. **Methods:** Two experiments were performed. The first consisted of 36 individuals (20 post-stroke and 16 healthy) who remained on two force plates for 60 s as quiet as possible in two conditions of comfortable and standardized foot positions. The postural indicators were: between-synchronization centers of pressures (CoPs) and ground reaction forces (FRS), weight-bearing symmetry and free moment (FM). For this experiment, the two populations and the two types of foot placement were compared. The second experiment was composed of 8 volunteers (4 post-stroke and 4 healthy) who were to play three SGs (Cabeceio, Goleiro and Esqui) on two force plates. The indicators that were used to understand the postural responses of the two populations were: between-synchronization of the CPs and weight-bearing symmetry. **Results:** For the first experiment, low values of synchronization of FRS were found for both groups ($<0,60$), the between-synchronization of the CPs and the weight-bearing symmetry were low only for the post-stroke ($<0,40\%$) and FM was higher for this group ($>0,70$ N.m). In the second experiment, the between-synchronization of the CPs during SG execution were low for both groups ($<0,60$) and weight-bearing asymmetry was higher for the post-stroke (Cabeceio and Esqui). **Conclusion:** In quiet standing, the values of synchronization of CPs and weight-bearing symmetry were low and asymmetrical, respectively, for the post-stroke group, which indicates reduced coordination between lower-limbs and greater contribution of the non-paretic lower in the postural control. The FM indicates that they tend to oscillate more around the vertical axis. During the execution of SG, between-synchronization CPs was low for both groups, indicating the existence of postural strategies in which synchronization is reduced to respond more adequately to a game. For weight-bearing symmetry, post-stroke individuals used an asymmetry in weight transfers between limbs to regain balance.

Key-words: Postural Control; Center of Pressure; Quiet Standing; Stroke; Serious Games.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Plataforma de força AMTI (OR6-7-2000).	25
Figura 2 - Correlação cruzada entre as coordenadas dos CPs para hígidos (esquerda) e pós-AVC (direita).....	27
Figura 3 - Posicionamento padronizado dos pés.	29
Figura 4 - Demarcações para as duas posições de coleta.....	36
Figura 5 - Tela de abertura do jogo digital SIRMeC.	44
Figura 6 - Kinect®.	44
Figura 7 – Jogo Cabeceio.	45
Figura 8 – Jogo Goleiro.....	46
Figura 9 - Jogo Esqui.	46
Figura 10 - Fluxograma geral de aplicação do protocolo com <i>Serious Games</i>	49
Figura 11 – Sincronização dos CPs de um indivíduo hígido e um pós-AVC.	52
Figura 12 - Deslocamento das FRS nas direções AP e ML em função do tempo para ambos os grupos.....	53
Figura 13 - Gráficos das comparações entre as simetrias de descarga de peso de ambos os grupos durante os jogos.	57

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características amostrais do grupo GP-AVC e GPH.	33
Tabela 2 - Características amostrais dos GJ-AVC e GJH.	41
Tabela 3 - Características clínicas do GJ-AVC.	42
Tabela 4 - Comparação entre grupos e entre condições de posicionamento dos pés da sincronização entre os CPs.	51
Tabela 5 - Comparação entre grupos e entre condições de posicionamento dos pés da sincronização entre as FRS.	53
Tabela 6 - Comparação entre grupos e entre condições de posicionamento dos pés do indicador simetria de descarga de peso.	54
Tabela 7 - Comparação entre grupos e entre condições de posicionamento dos pés do torque vertical.	55
Tabela 8 - Comparação entre grupos da sincronização entre os CPs na postura ereta quieta.	55
Tabela 9 – Comparação da sincronização entre os CPs e simetria de descarga de peso entre os MMII dos grupos durante a execução dos jogos.	56

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Atraso CP AP ρ_{\max} - Atraso da sincronização do centro de pressão anteroposterior de maior correlação

Atraso CP ML ρ_{\max} - Atraso da sincronização do centro de pressão médio-lateral de maior correlação

Atraso FRS AP ρ_{\max} - Atraso das forças de reação do solo na direção anteroposterior de maior correlação

Atraso FRS ML ρ_{\max} - Atraso das forças de reação do solo na direção médio-lateral de maior correlação

AVC – Acidente Vascular Cerebral

CM - Centro de Massa

CPs - Centros de Pressão

CP AP ρ_0 - Sincronização do centro de pressão anteroposterior no atraso igual a zero

CP AP ρ_{\max} - Sincronização do centro de pressão anteroposterior no atraso de maior correlação

CP ML ρ_0 - Sincronização do centro de pressão médio-lateral no atraso igual a zero

CP ML ρ_{\max} - Sincronização do centro de pressão médio-lateral no atraso de maior correlação

CP AP - Centro de Pressão anteroposterior

CP ML - Centro de Pressão médio-lateral

EAPA - Escala de avaliação postural para pacientes após- AVC

EEB – Escala de Equilíbrio de Berg

FES-i - Escala de eficácia de quedas – Internacional

FRS – Força de Reação do Solo

FRS AP – Força de Reação do Solo anteroposterior

FRS AP ρ_0 - Sincronização das forças de reação do solo na direção anteroposterior no atraso igual a zero

FRS AP ρ_{\max} - Sincronização das forças de reação do solo na direção anteroposterior no atraso de maior correlação

FRS ML – Força de Reação do Solo médio-lateral

FRS ML ρ_0 - Sincronização das forças de reação do solo na direção médio-lateral no atraso igual a zero

FRS ML ρ_{\max} - Sincronização das forças de reação do solo na direção médio-lateral no atraso de maior correlação

GJ-AVC - Grupo jogo pós-Acidente Vascular Cerebral
GJH – Grupo jogo hígidos
GP-AVC – Grupo Posturografia pós-Acidente Vascular Cerebral
GPH – Grupo Posturografia hígidos
MI – Membro Inferior
MINP – Membro Inferior Não Parético
MIP – Membro Inferior Parético
MMII – Membros Inferiores
MMSS – Membros Superiores
SNC - Sistema Nervoso Central
TCLE – Termo de Consentimento Livre-Esclarecido
TV – Torque Vertical

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.2	OBJETIVOS	22
1.2.1	Objetivo geral	22
1.2.2	Objetivos específicos	22
2	REFERENCIAL TEÓRICO	23
2.1	CONTROLE POSTURAL PÓS-ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL	23
2.2	ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL	25
2.2.1	Simetria de descarga de peso	26
2.2.2	Sincronização entre os CPs	26
2.2.3	Torque Vertical	27
2.2.4	Posição livre e posição padronizada	28
2.3	REABILITAÇÃO COM O USO DE <i>SERIOUS GAMES</i>	29
3	METODOLOGIA	32
3.2	ANÁLISE DOS INDICADORES DO CONTROLE POSTURAL NA POSTURA ERETA QUIETA	32
3.2.1	Amostras	32
3.2.2	Avaliação do GP-AVC	33
3.2.3	Avaliação dos GPH	34
3.2.4	Descrição das avaliações clínicas	34
3.2.5	Coletas cinéticas	35
3.2.6	Aquisição e processamento dos dados cinéticos	36
3.2.7	Análise estatística	39
3.3	ANÁLISE DOS INDICADORES DO CONTROLE POSTURAL DURANTE A EXECUÇÃO DE <i>SERIOUS GAMES</i>	40
3.3.1	Amostra	40
3.3.2	Avaliação do Grupo Jogo AVC (GJ-AVC)	41
3.3.3	Avaliação Grupo Jogo Hígidos (GJH)	42
3.3.4	Descrição das avaliações clínicas	42
3.3.5	Descrição dos jogos digitais desenvolvidos	43
3.3.6	Setup experimental	46
3.3.7	Protocolo de coletas	47

3.3.8	Aquisição e processamento dos sinais.....	49
4	RESULTADOS.....	51
4.2	INDICADORES POSTURAIIS NA POSTURA ERETA QUIETA: HÍGIDOS X AVC E CONDIÇÃO LIVRE X CONDIÇÃO PADRONIZADA.....	51
4.2.1	Sincronização entre os CPs	51
4.2.2	Sincronização das FRS	52
4.2.3	Simetria de descarga de peso	54
4.2.4	Torque Vertical.....	54
4.3	INDICADORES POSTURAIIS DURANTE A EXECUÇÃO DE <i>SERIOUS</i> <i>GAMES</i>	55
4.3.1	Sincronização entre os CPs	55
4.3.2	Simetria de descarga de peso	56
5	DISCUSSÃO	58
5.2	INDICADORES POSTURAIIS NA POSTURA ERETA QUIETA.....	58
5.2.1	Sincronização dos CPs	58
5.2.2	Sincronização das FRSS	59
5.2.3	Simetria de descarga de peso	60
5.2.4	Torque vertical.....	61
5.3	LIMITAÇÕES DA PESQUISA.....	62
5.4	INDICADORES POSTURAIIS DURANTE A EXECUÇÃO DE <i>SERIOUS</i> <i>GAMES</i>	63
5.4.1	Sincronização dos CPs	63
5.4.2	Simetria de descarga de peso	64
5.5	LIMITAÇÕES DA PESQUISA.....	65
6	CONCLUSÃO.....	66
	REFERÊNCIAS.....	67
	APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO CHR - HÍGIDOS	74
	APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO CHR – AVC 76	
	APÊNDICE C - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO LAMH – AVC 78	
	APÊNDICE D - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO LAMH – HÍGIDOS	81

APÊNDICE E - ESPASTICIDADE E NÍVEL DE CANSAÇO (BORG) DOS INDIVÍDUOS PÓS-AVC EM CADA DIA DE APLICAÇÃO DOS SG	84
ANEXO A – PARECER CEP	85
ANEXO B - ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG – VERSÃO BRASILEIRA	89
ANEXO C – ESCALA DE BORG.....	95
ANEXO D – FES-I.....	96
ANEXO E – ESCALA DE ESTÁGIOS DE RECUPERAÇÃO MOTORA DE BRUNNSTROM	98
ANEXO F – MINIBESTEST	100
ANEXO G – ESCALA DE AVALIAÇÃO POSTURAL PARA PACIENTES APÓS- AVC (EAPA).....	103

1 INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) refere-se ao desenvolvimento súbito de distúrbios na função cerebral de origem vascular, com sintomas que têm duração igual ou superior a 24 horas, provocando alterações sensório-motoras e cognitivas de acordo com a área e a extensão da lesão (OMS, 2006; BRASIL, 2013). Essa doença é considerada dispendiosa por causar grande número de mortes, repercussão para a família e principalmente por causar incapacidades permanentes em muitos dos sobreviventes (OMS, 2006). No Brasil, estima-se que cerca de 2.231.000 pessoas tenham sofrido AVC em 2013, dos quais 658.000 apresentaram incapacidades graves (BENSENOR et al., 2015), sendo o comprometimento do controle postural uma das principais alterações encontradas após um episódio dessa doença.

A dificuldade na manutenção do controle postural gera impacto na qualidade de vida (CESÁRIO; PENASSO; OLIVEIRA, 2006), pode levar a limitações nas atividades de vida diária (AVDs) e medo de cair (SCHINKEL-IVY; INNESS; MANSFIELD, 2016). As pessoas que sofreram um AVC quando não se limitam em suas AVD's e buscam realizá-las de forma rotineira, já que são necessárias, estão expostas a um maior risco de cair (WEERDESTEYN et al., 2008). Além disso, as mesmas possuem estratégia para controlar a postura, por exemplo, permanecer em posição assimétricas, pois há uma tendência em descarregar maior peso sobre o membro inferior não parético (MINP) (GENTHON et al., 2008), tanto em tarefas que requerem a manutenção da postura ereta quieta como em tarefas dinâmicas.

Diante disso, os programas de intervenção têm como objetivos melhorar o controle postural, por meio de exercícios direcionados ao controle da musculatura de tronco, à simetria de descarga de peso entre os membros inferiores (MMII) em diferentes tarefas motoras (TERRANOVA et al., 2012).

Para tanto, diferentes propostas de reabilitação vêm sendo desenvolvidas, destacando-se, mais recentemente, programas de intervenção com uso de tecnologias digitais destinadas à recuperação motora e funcional, chamados *Serious Games* (SG) e também jogos criados para fins de entretenimento, chamados *exergames*, comumente comerciais. Ambos os jogos tem sido usados amplamente na reabilitação motora de diversas populações, o *Jintronix Rehabilitation Gaming System* (NOROUZI-GHEIDARI et al., 2013), *Interactive Rehabilitation and Exercise System* (IREX) (LEE, 2015) e o *Game Motion Rehab* (MARTEL; COLUSSI; MARCHI, 2016)

são exemplos de SGs e o Kinect Adventure® e Nintendo Wii (LEE, 2013; LEE; SHIN; SONG, 2016) são exemplos de jogos comerciais utilizados na reabilitação pós-AVC.

Os jogos digitais têm apresentado eficácia na reabilitação de indivíduos pós-AVC, destacando-se: a redução dos riscos de quedas (FONSECA; SILVA; PINTO, 2016) auxílio na recuperação da funcionalidade (WEBSTER; CELIK, 2014), melhora do equilíbrio avaliado por meio de testes clínicos, como o *Timed Up and Go* e Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) (CHO; LEE; SONG, 2012; YOM; CHO; LEE, 2015), melhora na estabilidade postural do tronco avaliada pela *Trunk Impairment Scale* (LEE; SHIN; SONG, 2016), na função motora (GATICA-ROJAS; MÉNDEZ-REBOLLEDO, 2014) e por utilizarem em suas interfaces a prática de tarefas específicas, que requerem movimentos mais desafiadores do que os exigidos no cotidiano (PAVÃO et al., 2013).

Os SG, por serem desenvolvidos especialmente para a reabilitação, permitem explorar as capacidades individuais de cada paciente e tornar a terapia mais motivadoras (WEBSTER; CELIK, 2014), além de poder adequar a aplicação dos jogos de acordo com as necessidades do indivíduo. Betker et al. (2006) investigaram os efeitos de jogos digitais controlados por meio de realimentação instantânea do posicionamento do indivíduo e um dos principais resultados foi a diminuição de quedas pós-tratamento calculadas pelo número de quedas antes e depois do tratamento, esses *biofeedbacks* de posicionamento podem ter benefícios sobre a aprendizagem motora (VAN VLIET; WULF, 2006). Silva et al. (2015) exploraram os efeitos de jogos digitais em indivíduos hemiparéticos e seus principais achados envolveram a redução do tempo de desempenho durante as tarefas propostas pelo jogo, ou seja, realizaram as mesmas tarefas em tempo menores.

Embora existam diversos estudos que explorem os efeitos de terapias com jogos, ainda não são fortemente exploradas quais são as estratégias motoras adotadas durante os jogos, o que ajudaria a esclarecer o porquê da efetividade desse tipo de terapia.

Para avaliar o comprometimento do equilíbrio presente após o AVC, o comportamento e as respostas motoras desencadeadas por propostas de reabilitação, pode-se lançar mão de medidas quantitativas obtidas a partir de análises biomecânicas. A partir dessas medidas é possível obter indicadores posturais que podem auxiliar na compreensão do controle postural de indivíduos pós-AVC, como por exemplo, a simetria de descarga de peso, sincronização e torque vertical.

A simetria na descarga de peso é utilizada para avaliar a porcentagem de descarga de peso sobre o membro inferior parético (MIP). Essa assimetria ao depositar o peso entre os MMII é utilizada como estratégia para compensar o déficit do MIP, cuja contribuição no controle postural é menor (GENTHON et al., 2008) e evidenciadas por menor amplitude e velocidade de oscilação postural (DE HAART et al., 2004; GEURTS et al., 2005).

A sincronização¹ entre os centros de pressão (CPs) avalia se ambos os membros trabalham de forma sincronizada para controlar o movimento do centro de massa (CM) e manter a estabilidade do corpo (MOCHIZUKI, 2005; WINTER et al., 1998). Para a população pós-AVC, esse indicador foi proposto por Mansfield et al. (2011) na postura ereta quieta e apresenta potencial uso clínico na avaliação do equilíbrio nessa postura. A literatura aponta que, durante perturbações geradas externamente, indivíduos saudáveis tender a reduzir a sincronização entre os CPs como estratégia para manter-se estáveis (HABIB PEREZ; SINGER; MOCHIZUKI, 2016). Sabe-se que indivíduos pós-AVC na postura ereta quieta naturalmente apresentam moderada à baixa sincronização entre os CPs (MANSFIELD et al., 2011). Portanto, diante da necessidade de conhecer as estratégias de controle postural desencadeadas a partir dos jogos e por esse indicador permitir conhecer a interação entre o lado parético e não parético durante uma tarefa desafiadora do equilíbrio, um dos objetivos desta pesquisa é investigar quais estratégias posturais a população pós-AVC adota ao executar os SG.

As forças de reação do solo (FRS) são forças que atuam da superfície de contato para o corpo humano, a força peso corresponde a componente vertical das FRS e a força de atrito aos componentes anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML). Essas forças são decorrentes das ações musculares e do peso corporal transmitido através dos pés. Durante a marcha essas forças são fortemente exploradas e fornecem informações sobre a aceleração e desaceleração do corpo (BARELA; DUARTE, 2011; HSIAO et al., 2017; WINTER, 1995). É comum pacientes pós-AVC apresentarem alterações motoras entre os MMII ocasionadas, principalmente, pelas hemiparesia e pela espasticidade no MIP (GEURTS et al., 2005) e, decorrente das alterações nas ativações musculares desse membro, primeiramente pretende-se conhecer quais mecanismos indivíduos pós-AVC adotam na postura ereta quieta para

¹ A palavra sincronização, foi traduzida do inglês "synchronization".

manter essas ações musculares, conseqüentemente as FRS, em sincronismo para permanecerem estáveis.

Um dos principais comprometimentos após um episódio de AVC é a incapacidade da pessoa que o sofre em realizar movimentos com dissociação de cinturas (CAMPBELL et al., 2001), a literatura aponta que a deficiência motora do tronco leva à instabilidade e mau desempenho na mobilidade desse segmento corporal (ISHO; USUDA, 2016), e isso afeta diretamente o controle postural durante tarefas funcionais. Frente à necessidade de compreender quais estratégias motoras para manter o tronco em uma postura que permita ao indivíduo realizar suas AVD's, lança-se mão do indicador postural torque vertical (TV) que representa o torque total em relação ao eixo vertical do corpo (DALLEAU et al., 2007), que poderá ajudar à esclarecer como essa população controla esse segmento corporal.

A postura ereta quieta fornece informações básicas, porém essenciais sobre o controle postural. Uma vez que essa posição é considerada uma tarefa simples de manutenção do equilíbrio para a população pós-AVC. Mas apesar de simples, essa postura merece investigação criteriosa por ser um pré-requisito básico para iniciar e manter posturas dinâmicas necessárias à realização de diversas tarefas motoras.

Embora a avaliação na postura ereta quieta seja comum na literatura, uma grande diversidade de protocolos é utilizada (RUHE; FEJER; WALKER, 2010) e uma das diferenças entre eles é o posicionamento dos pés. Alguns autores defendem uma posição padronizada para diminuir a variabilidade intra-sujeito (MANSFIELD et al., 2011; MCILROY; MAKI, 1997). No entanto, em uma revisão sistemática sobre a padronização da posturografia em diferentes populações, com o objetivo de fornecer recomendações metodológicas, os autores não foram capazes de indicar um posicionamento dos pés que fornecesse medidas mais confiáveis (RUHE; FEJER; WALKER, 2010).

Para a população pós-AVC, dependendo do comprometimento neurológico, permanecer em uma posição padronizada, pode ser extremamente desconfortável e desafiador, pois esses podem apresentar uma variabilidade inerente maior do que o normal. Assim, a padronização da posição pode não garantir necessariamente uma menor variabilidade inter-sujeito. Além disso, o posicionamento desconfortável pode levar ao medo de cair e à instabilidade, dificultando a avaliação da real capacidade do indivíduo em controlar o equilíbrio. Ainda, os testes clínicos de equilíbrio não exigem uma posição padronizada do pé e, em atividades de vida diária realizadas na posição ereta, os indivíduos adotam um posicionamento confortável do pé.

A fim de explorar a possibilidade de coletar dados de maneira mais realista e, conseqüentemente, obter dados mais úteis para avaliar o controle postural de indivíduos pós-AVC, torna-se relevante conhecer a influência do posicionamento dos pés sobre os indicadores posturais.

Durante tarefas dinâmicas a sincronização entre os CPs e a simetria de descarga de peso, podem ser utilizados para compreender e investigar as estratégias motoras da manutenção do equilíbrio e sua evolução durante várias sessões de jogo, ou seja, submetendo o indivíduo à avaliação enquanto joga. Entretanto, análises de indicadores de controle postural são comumente utilizadas para análises de efeitos de terapias (BETKER et al., 2006; KIM et al., 2009) e diante do crescimento de sua aplicabilidade durante a fisioterapia (WEBSTER; CELIK, 2014) faz-se necessário obter medidas que auxiliem na compressão de quais estratégias motoras indivíduos pós-AVC utilizam para manter-se em equilíbrio. Cabe ressaltar que este estudo não tem a finalidade de avaliar a efetividade dos jogos aplicados. Logo, conhecendo o comportamento desses indicadores na postura ereta quieta e em tarefas dinâmicas será possível, futuramente, contribuir para a criação de novos SG direcionados ao tratamento de indivíduos pós-AVC.

Para este projeto, foram desenvolvidos SG destinados a indivíduos pós-AVC, esses jogos foram criados com o auxílio de Fisioterapeutas e Engenheiros e tem como propostas que os participantes executem exercícios frequentemente utilizados na cinesioterapia de uma forma mais divertida e desafiadora pois devem responder a estímulos visuais e auditivos que não estariam presentes em uma terapia convencional.

Os indicadores, sincronização das FRS e dos CPs, simetria de descarga de peso e TV, revelam diferentes aspectos do controle postural e sua utilização conjunta pode fornecer um retrato das estratégias posturais adotadas por indivíduos pós-AVC, sendo que alguns desses indicadores ainda não foram explorados nem na postura ereta quieta e nem em indivíduos hígidos. Diante disso, uma amostra de hígidos pareados a indivíduos pós-AVC serão submetidos à avaliação na postura ereta quieta e durante a execução do SG, para assim, comparar o comportamento das duas populações com finalidade de obter parâmetros desses indicadores e conhecer as diferenças em relação à uma população de indivíduos pós-AVC e uma amostra de hígidos, ou seja, a amostra de hígidos nesse estudo é necessária para obter valores de referência quanto as medidas estudadas. Pois através desses, será possível comparar e caracterizar as respostas posturais de pessoas pós-AVC.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Caracterizar as respostas posturais de pessoas hemiparéticas pós-AVC em duas tarefas distintas: a postura ereta quieta e durante a execução de *Serious Games* desenvolvidos para reabilitação pós-AVC.

1.2.2 Objetivos específicos

- I) Comparar o comportamento da sincronização entre os CPs e as FRS, simetria de descarga de peso e torque vertical entre indivíduos hígidos e pós-AVC;
- II) Comparar os efeitos do posicionamento dos pés na posição livre e padronizada da sincronização entre os CPs e as FRS, simetria de descarga de peso e torque vertical em indivíduos hígidos e pós-AVC;
- III) Comparar o comportamento da sincronização entre os CPs e simetria de descarga de peso entre indivíduos hígidos e pós-AVC na tarefa de jogo.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Nesse capítulo serão abordados assuntos necessários para a compreensão dos objetivos e da metodologia do presente estudo. Optou-se por abordar inicialmente as alterações no controle postural presentes após o episódio de AVC. Em seguida, serão fornecidas informações sobre as análises biomecânicas e os indicadores posturais obtidos por meio delas. Por fim, será abordada a utilização de jogos digitais e seus principais efeitos sobre o controle postural.

2.1 CONTROLE POSTURAL PÓS-ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

O controle postural envolve a coordenação de estratégias sensoriais e motoras para manter o CM dentro dos limites de estabilidade durante condições estáticas e dinâmicas (HORAK, 2006).

Para possuir um adequado controle postural é necessária a interação dos sistemas sensorial, motor e nervoso. O sistema sensorial, composto pelo sistemas visual, somatossensorial e vestibular, fornece informações internas e externas, identificando e informando a posição e o movimento dos segmentos corporais (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006), o sistema nervoso central (SNC) integra as informações providas do sistema sensorial e produz impulsos nervosos aos músculos, desencadeando respostas neuromusculares, já o sistema motor realiza a ativação muscular adequada para o movimento ocorrer (DUARTE; FREITAS, 2010). Para isso, algumas habilidades são essenciais, tanto para a postura ereta quieta quanto em posturas dinâmicas.

Primeiramente, na postura bípede, a projeção vertical do centro de massa (CMv) precisa ser mantida dentro dos limites de estabilidade, comumente definido pelo contorno dos pés. Segundo, para atividades funcionais, movimentando parcialmente o corpo, como por exemplo, alcançar um objeto com as mãos, o mesmo deve ser capaz de reposicionar o CM dentro desses limites para não cair e, em terceiro, ao sofrer perturbações externas, ser capaz de reagir a essas forças de forma apropriada para manter-se estável (WEERDESTYEN et al., 2008).

Em indivíduos hígidos, essas habilidades ocorrem de forma harmônica e com mínima dificuldade. Porém, na presença de alterações em alguns dos sistemas responsáveis pela manutenção do controle postural, como ocorre após um episódio de AVC, déficits no equilíbrio podem ser desencadeados (GEURTS et al., 2005; TYSON et al., 2006).

As alterações presentes após o AVC são evidenciadas por padrões patológicos de marcha (SHEFFLER; CHAE, 2015), assimetria no controle de tronco (KIM; LEE; JEON, 2015), fraqueza muscular no hemídio afetado (hemiparesia), perda da sensibilidade e propriocepção (TYSON et al., 2006), espasticidade em músculos de tornozelo (plantiflexores) e quadril (SINGER et al., 2013) e maior contribuição do membro inferior não parético (MINP) na manutenção do equilíbrio (GENTHON et al., 2008).

De acordo com a literatura, a redução da estabilidade postural, o atraso e a descoordenação em respostas motoras levam à déficits no equilíbrio estático e dinâmico. Essas alterações têm grande contribuição no aumento de quedas na população pós-AVC e suas consequências podem afetar a qualidade de vida, que inclui o estado psicoemocional e funcional desses indivíduos, culminando em déficits globais (WEERDESTEYN et al., 2008), tornando assim, a recuperação da mobilidade e do equilíbrio um dos principais objetivos de intervenção da fisioterapia.

Outras alterações presentes após o AVC e que levam a déficits no controle postural são a espasticidade e paresia em um hemídio do corpo, resultante principalmente da deficiência no recrutamento voluntário dos músculos. Um adequado tônus muscular é necessário para manter a postura bípede, uma vez que, quando o corpo oscila para frente e para trás, deposita maior pressão no antepé e retropé respectivamente, deslocando-se na direção anteroposterior (AP). A responsabilidade pela oscilação nessa direção é dos músculos flexores e extensores de tornozelo. Já na direção médio-lateral (ML), onde uma maior pressão é descarregada nas faces interna e externa dos pés, os músculos responsáveis são os adutores e abdutores de quadril e também os inversores e eversores de tornozelo (WINTER, 1995).

O comprometimento de um dos hemídios do corpo presente após o AVC envolve, não somente o membro superior e o membro inferior (MI), mas também o tronco. Isso pode ser evidenciado pela assimetria no controle de tronco (KIM; LEE; JEON, 2015) e pela inabilidade dos indivíduos em realizar os movimentos de cabeça, tronco e pelve de forma independente ou dissociada, o que gera uma movimentação em bloco. Todas essas mudanças levam à dificuldade desses indivíduos em realizar mudanças posturais durante os movimentos voluntários e também durante respostas à perturbações (CAMPBELL et al., 2001).

2.2 ANÁLISE DO CONTROLE POSTURAL

Neste estudo serão abordadas as avaliações de equilíbrio que utilizam dados cinéticos para investigar de forma quantitativa as oscilações posturais. O equipamento mais comum nessa avaliação é a plataforma de força (Figura 1), que consiste de duas placas rígidas, com sensores de força entre elas (células de carga formada por extensômetros do tipo *strain gauges*), cuja resistência elétrica varia em função da deformação mecânica das mesmas. Tais sensores medem as componentes de força que atuam da superfície de contato para o corpo humano, chamada de força de reação do solo (FRS) e os momentos de força (M) gerados em três direções: AP e ML e vertical (z) (AMTI, 2004), necessários para o cálculo das coordenadas x e y do CP, o qual é o ponto imaginário de aplicação da resultante das FRS agindo sobre a área de suporte abaixo dos pés, as coordenadas do CP podem ser obtidas pela média das coordenadas de cada parte do pé ponderadas pelas pressões naqueles pontos (WINTER, 1995). O movimento do CP varia com o movimento do CM para mantê-lo dentro da base de apoio.

Figura 1 - Plataforma de força AMTI (OR6-7-2000).



Fonte: AMTI Biomechanics Platform Instruction Manual (2004).

Análises do equilíbrio com o uso de plataformas de força em condições dinâmicas envolvem a avaliação do controle postural em diferentes tarefas, como por exemplo, durante a marcha, observando as FRS no momento em que os pés tocam a plataforma de força (BARELA; DUARTE, 2011), ao realizar perturbações do equilíbrio, sendo possível identificar os efeitos delas sobre as métricas do CP (HABIB PEREZ; SINGER; MOCHIZUKI, 2016) e durante jogos digitais, por meio de avaliações da velocidade de deslocamento e das amplitudes de deslocamento do CP onde é possível obter informações geradas pela tarefa de jogar (SILVA et al., 2015).

Já para a análise estática, a postura ereta quieta é a condição mais comum empregada para avaliar o controle postural de indivíduos pós-AVC (GEURTS et al.,

2005; MANSFIELD et al., 2011, 2012), por se tratar de uma condição tolerável para essa população, e considerada uma tarefa relativamente simples de controle postural.

A análise do equilíbrio com duas plataformas de força é indicada para avaliar a população com AVC, uma vez que, é possível verificar a contribuição de cada MI no controle postural (MANSFIELD et al., 2011, 2012) e também utilizar variáveis que não seriam possíveis de obter apenas com uma plataforma de força, por exemplo, a sincronização entre os MMII e simetria de descarga de peso (MANSFIELD et al., 2011).

2.2.1 Simetria de descarga de peso

A simetria de descarga de peso é definida como a média de força vertical sob o MI com menor descarga de peso, expressada como uma porcentagem do peso corporal total (MANSFIELD et al., 2011). Quando se adota uma assimetria na descarga de peso, observa-se um aumento da velocidade de deslocamento do CP sob o MINP, aumentando dessa forma, sua contribuição no controle postural. Essa assimetria pode ser usada como uma estratégia compensatória para a manutenção do equilíbrio (GENTHON et al., 2008).

2.2.2 Sincronização entre os CPs

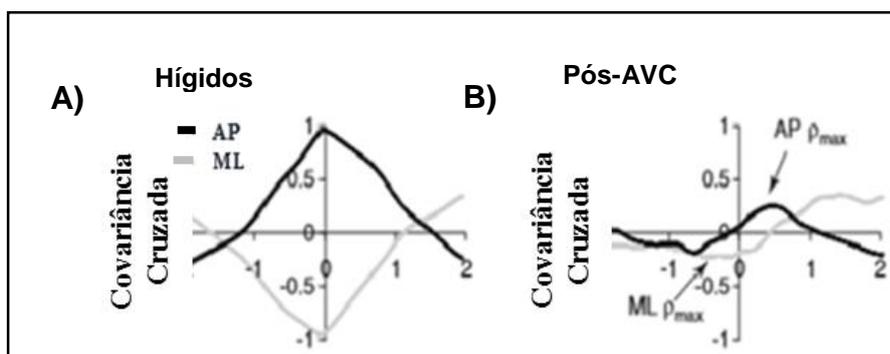
O comportamento dos MMII no controle postural pode ser observado por meio da sincronização entre os CPs, esse indicador reflete a interação entre os MMII durante a manutenção da postural adotada. Em indivíduos hígidos isso acontece de forma sincronizada, ou seja, sem atraso temporal, isto é, o maior valor de correlação entre os CPs, variando em -1 (direção ML) e 1 (direção AP), ocorre no instante zero.

Quando o CP de um pé oscila na direção AP (para frente ou para trás), o outro acompanha essa oscilação simultaneamente, estando os dois CPs correlacionados positivamente (em fase). Porém, quando o CP de um pé se desloca para um lado, o outro desloca-se na direção oposta, ou seja, a oscilação médio-lateral (ML) dos dois CPs é correlacionada negativamente (em anti-fase) (WINTER, 1995). Em indivíduos pós-AVC é possível observar que o valor de correlação é mais baixo ao ser comparado a hígidos (MANSFIELD et al., 2011, 2012; SINGER et al., 2013).

Na Figura 2 são apresentados gráficos que ilustram os coeficientes de correlações cruzadas, sendo possível observar que os valores de sincronização entre os CPs são inferiores para os indivíduos pós-AVC ao serem comparados com hígidos,

tanto para a direção AP, quanto ML. No gráfico de indivíduos hígidos, os picos de correlação foram AP: 0,97 e ML: - 0,97, e ocorreram sem atraso temporal. Já para o indivíduo pós-AVC, os valores de pico de correlação (ρ_{\max}) foram baixos (AP: 0,25; ML: -0,23) e ocorreram em tempos diferentes de zero, ou seja com atraso temporal. De acordo com Singer et al. (2013), a espasticidade e a hemiparesia podem desencadear desafios adicionais que perturbam ainda mais as relações temporais em fase (AP) ou anti-fase (ML) entre os deslocamentos individuais de cada MI.

Figura 2 - Correlação cruzada entre as coordenadas dos CPs para hígidos (esquerda) e pós-AVC (direita).



Fonte: Adaptado de Mansfield et al. (2011).

2.2.3 Torque Vertical

O indicador postural torque vertical (TV), representa torque total em relação ao eixo vertical do corpo. Esse indicador explora informações ao redor do eixo vertical perceptíveis as alterações no tronco as quais podem refletir em instabilidade do corpo (DALLEAU et al., 2007).

Alguns estudos associaram o TV como indicador dos ajustes posturais antecipatórios (APAs) na tarefa de flexão de ombro voluntária de indivíduos hígidos (BLEUSE et al., 2005; SHIRATORI; ARUIN, 2004). De acordo com os estudos, ao realizar uma flexão de ombro direito, ou seja um movimento assimétrico, há uma rotação do tronco em um sentido anti-horário, esse momento tem repercussão em todos segmentos do corpo (BLEUSE et al., 2005). A flexão do ombro direito corresponde à um TV negativo seguido por uma fase positiva, essa fase positiva é o APA. Sendo assim, os APAs permitem a rotação do corpo na direção oposta à induzida pelo movimento do membro superior fletido (BLEUSE et al., 2005), ou seja, se o movimento for realizado pelo membro superior esquerdo, o APA será negativo. O SNC usa a atividade assimétrica antecipada entre os músculos do lado direito e do

lado esquerdo para girar o corpo na direção oposta à perturbação rotacional exercida (SHIRATORI; ARUIN, 2004), tendendo a girar o corpo para o lado contralateral (BOUISSET; ZATTARA, 1987).

Valores maiores de TV foram encontrados para um grupo de meninas com escoliose ao serem comparadas com meninas hígdas, indicando controle assimétrico de tronco (DALLEAU et al., 2007).

2.2.4 Posição livre e posição padronizada

Considerando que os resultados podem ser diferentes dependendo da posição dos pés, divergências quanto ao posicionamento dos mesmos durante análises do equilíbrio são relatadas (RUHE; FEJER; WALKER, 2010) e podem influenciar o controle postural (ROUGIER, 2008). Segundo Duarte e Freitas (2010), a posição padronizada não leva em consideração as características particulares de cada indivíduo e a posição confortável, quando não controlada, pode permitir que o indivíduo aumente sua base de estabilidade para além de uma posição considerada natural².

Ruhe et al. (2010), em uma revisão sistemática de 32 artigos, observou a padronização da coleta de posturografia para avaliar o equilíbrio em diferentes populações, a qual não incluiu indivíduos com AVC, e um consenso sobre qual seria a posição mais adequada dos pés não foi encontrado. A razão para isso foi a grande variedade nos procedimentos experimentais dos estudos revistos quanto à duração e ao número de tentativas.

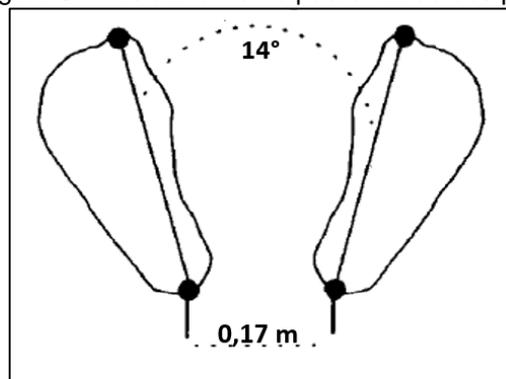
Um padrão, amplamente aplicado na literatura, foi estabelecido como a média de posicionamento preferido de 296 indivíduos sem patologias especificadas (MCILROY; MAKI, 1997). A posição média preferida foi estabelecida como 0,17 m entre os centros dos calcânhares, com um ângulo de 14° entre os eixos dos pés (Figura 3). No entanto, esse posicionamento pode não ser o ideal. De fato, em um estudo com pacientes diabéticos, o posicionamento confortável, foi a posição mais estável (MEHDIKHANI et al., 2014).

Rougier (2008) estudou os efeitos da posição dos pés sobre o desempenho postural em 9 adultos hígdos, aumentando a angulação do antepé de - 30° a 120°, e seus principais achados foram encontrados a partir da angulação de 30°, indicando

² “No entanto, o avaliador deve observar se a distância escolhida não ultrapassa a largura dos ombros, considerada uma posição natural” (DUARTE; FREITAS, 2010).

maior contribuição dos mecanismos de tornozelo nas trajetórias do CP ao longo do eixo ML.

Figura 3 - Posicionamento padronizado dos pés.



Fonte: adaptado de Mcllroy e Maki, 1997.

É interessante conhecer o comportamento dos indicadores do controle postural em diferentes posicionamentos dos pés para a população com AVC, uma vez que mudanças na base de apoio podem ter influência no equilíbrio (BONNET, 2012) e conseqüentemente, refletir em alterações nesses indicadores.

2.3 REABILITAÇÃO COM O USO DE *SERIOUS GAMES*

Como já relatado, os déficits de equilíbrio comumente encontrados em indivíduos pós-AVC podem interferir nas diferentes tarefas do dia-a-dia. Uma proposta para amenizar tais déficits são as intervenções com jogos digitais (WEBSTER; CELIK, 2014). Pacientes pós-AVC têm sido beneficiados pelo uso de sistemas de realidade virtual voltados à reabilitação. Estudos apontam que os *Serious Games* estimulam o processo de neuroplasticidade e aprendizagem adaptativa, com presença de alterações significativas na ativação do córtex sensório-motor primário (BAO et al., 2013) e essa reorganização cortical pode desempenhar um papel importante na recuperação da função motora desses indivíduos (YOU et al., 2005).

Os jogos, comumente comerciais, apresentam-se benéficos para a recuperação dos déficits mais comuns nessa população, como por exemplo, desequilíbrio, assimetria no controle de tronco e descarga de peso, comprometimento de membros superiores (MMSS) e MMII, etc. (DE ROOIJ; VAN DE PORT; MEIJER, 2016).

Um ensaio clínico randomizado, simples cego, que estudou 59 sobreviventes de AVC internados em uma unidade de reabilitação, teve como objetivo determinar se uma terapia complementar com jogos digitais poderia melhorar o equilíbrio,

mobilidade e marcha dessa população. O treinamento com jogos digitais consistiu de 10 a 12 sessões de trinta minutos por um período de 3 semanas. Medidas clínicas de equilíbrio e mobilidade foram utilizadas. O grupo experimental apresentou diminuição no comprometimento de MMII, conseqüentemente, melhorou-se a mobilidade (MCEWEN et al., 2014).

Lee, Shin e Song (2016) investigaram os efeitos da realidade virtual no controle de tronco, equilíbrio e função motora de MMSS por meio de um jogo comercial da marca Nitendo Wii®. Os participantes foram divididos em dois grupos, um grupo recebia a reabilitação convencional e o jogo por 30 minutos, 3 dias na semana durante um período de 4 semanas e o outro grupo somente fisioterapia convencional. Para avaliar os efeitos dos atendimentos, foram utilizadas escalas clínicas e embora ambos os grupos tenham apresentado melhora, o grupo que recebeu fisioterapia associado ao jogo digital obteve melhores escores nas avaliações. Os autores concluem que o treinamento com jogo é uma intervenção aceitável e eficaz para melhorar a estabilidade postural do tronco, o equilíbrio e a função motora dos MMSS em pacientes pós-AVC (LEE; SHIN; SONG, 2016).

Fonseca, Silva e Pinto (2016) verificaram por meio de um ensaio clínico randomizado, simples cego, os efeitos terapêuticos de jogos digitais associados à fisioterapia convencional sobre a marcha e equilíbrio de indivíduos pós-AVC. Seus principais achados envolveram a melhora do equilíbrio e da marcha, avaliados pelo *Dynamic Gait Index*, com repercussões na redução das quedas (FONSECA; SILVA; PINTO, 2016).

Uma revisão de literatura (WEBSTER; CELIK, 2014) relatando os efeitos de jogos digitais na reabilitação e detecção de quedas em idosos e AVC demonstrou vantagens com o uso dos jogos do Xbox® utilizando o Kinect® por fornecer um *feedback* visual, uma vez que não é necessária a utilização de nenhum dispositivo físico de controle e também pela vantagem de realizar a atividade em casa. Outro achado interessante é que jogos que simulem atividades cotidianas, fazem com que pacientes pós-AVC desenvolvam habilidades de em realizar dupla-tarefa, além de obterem resultados positivos na qualidade de vida, estado emocional, função física, habilidade visual e coordenação.

Darekar et al. (2015) realizaram uma revisão de literatura para examinar a eficácia das intervenções baseadas em jogos digitais sobre o equilíbrio e os distúrbios de mobilidade pós-AVC. O levantamento de dados resultou que medidas de equilíbrio dinâmico mostraram benefícios significativos após intervenções baseadas em jogos

digitais em comparação com outras intervenções, também observou-se efeitos favoráveis na melhora da velocidade de caminhada e na capacidade de lidar com os desafios em diferentes ambientes, que pode auxiliar na facilitação do deslocamento independente em meio à comunidade. De acordo com os autores a utilização de princípios de aprendizagem motora relacionados com o treinamento podem ter sido um dos fatores que levaram a resultados positivos.

A utilização de medidas cinéticas tem sido proposta com o objetivo de avaliar os efeitos terapêuticos que o jogo proporciona. Silva et al. (2015) utilizaram a plataforma *Wii Balance Board* sobre a plataforma de força, possibilitando a coleta durante o jogo *Ski Slalom®*, no qual era simulada uma corrida de esqui composta principalmente por movimentos médio-laterais. Porém, seu objetivo era avaliar os parâmetros do CP e o desempenho dos indivíduos após um programa de intervenção com jogo. Após o treinamento, os indivíduos pós-AVC não alteraram o padrão de deslocamento do CP. Tanto os indivíduos saudáveis quanto pós-AVC melhoraram o tempo de execução da tarefa e mantiveram a melhora após 3 meses.

Betker et al. (2006) utilizaram jogos controlados pelo CP, por meio de *feedback* visual. O sistema consistia em um tapete de pressão que mapeava os movimentos de CP à medida que os voluntários se moviam, sincronizados com um software de movimento que coincidia com os movimentos de CP. Os indivíduos deveriam se mover na direção AP e ML em velocidades diferentes, com a finalidade de realizar a tarefa de jogo. Os principais achados pelos autores envolveram a conclusão bem-sucedida das rotações de cabeça, flexão do tronco e tarefas de rotação do tronco pós-exercício em oposição à dificuldade no pré-exercício e diminuição nas quedas pós-intervenção.

Kim et al. (2009) analisaram os efeitos de jogos digitais associados à fisioterapia convencional sobre o equilíbrio e a função da marcha de indivíduos hemiparéticos crônicos e seus achados envolveram a redução da área de oscilação e velocidade máxima do CP, melhora na cadência, comprimento do passo e comprimento da passada durante a marcha.

Como já relatado, embora a literatura aborde o uso de avaliações biomecânicas para analisar os efeitos de jogos de vídeo game em programas de intervenção, sua aplicabilidade para analisar as estratégias motora desencadeadas por jogos (BETKER et al., 2006; KIM et al., 2009; SILVA et al., 2015), ainda precisam ser exploradas.

3 METODOLOGIA

Esta é uma pesquisa quantitativa exploratória transversal, cuja metodologia foi subdividida conforme os objetivos específicos do projeto.

Os dados foram coletados no Laboratório de Motricidade Humana (LaMH) do Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde (PPGTS) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR) e no Laboratório de marcha do Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier (CHR), ambos localizados na cidade de Curitiba, no estado do Paraná. Este estudo faz parte de um projeto maior intitulado “Análise de respostas motoras a um jogo digital voltado à recuperação do controle postural de pessoas com AVC” aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da PUCPR parecer número 1.482.721/2016 (ANEXO A). E compõe um projeto em parceria com a Universidade Federal do Paraná (UFPR) e Universidade de São Paulo (USP) (CAPES-59/2014).

3.2 ANÁLISE DOS INDICADORES DO CONTROLE POSTURAL NA POSTURA ERETA QUIETA

As coletas nessa condição contemplam os objetivos específicos I e II.

3.2.1 Amostras

A amostra pós-AVC foi composta por indivíduos que seguiram os seguintes critérios de inclusão: indivíduos com diagnóstico clínico de AVC, diagnóstico fisioterapêutico de hemiparesia, capazes de compreender e executar comandos verbais simples e permanecer em pé por pelo menos 60 segundos sem necessidade de apoio humano ou de dispositivo auxiliar. Seriam excluídos os voluntários que apresentassem comprometimento bilateral, diagnóstico de neuropatia periférica, presença de alterações vestibulares e/ou outros distúrbios neurológicos além do AVC, desordem musculoesquelética em MMII, diplopia ou visão reduzida não corrigível.

A partir das características da amostra de AVC, foram recrutados voluntários hígidos da comunidade aos quais os pesquisadores tiveram acesso entre amigos, funcionários do CHR e familiares.

Foram incluídos no estudo indivíduos hígidos pareados à idade, estatura e massa corporal, que não relatassem distúrbios vestibulares nos últimos 6 meses,

históricos de desequilíbrio ou dor em extremidades inferiores e/ou coluna vertebral, e excluídos se apresentassem doenças neurológicas; déficit visual não corrigido; alterações musculoesqueléticas severas e instabilidade clínica que contraindicasse a realização do protocolo proposto.

O recrutamento das duas populações foi realizado por meio de abordagens nas quais eram realizados os convites e explicações sobre o estudo. Em seguida, verificava-se os critérios de elegibilidade para o estudo e por fim os indivíduos que aceitaram participar do estudo assinaram o Termo de Compromisso Livre Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A e B).

O grupo AVC na postura ereta quieta (GP-AVC) foi composto por 20 voluntários e o grupo hígidos na postura ereta quieta (GPH) foi composto por 16 indivíduos, as principais características dos dois grupos estão dispostas na Tabela 1. As variáveis de caracterização das amostras (idade, estatura e massa corporal) foram testadas quanto à normalidade de distribuição dos dados por meio do teste *Shapiro-Wilk* e a homogeneidade das variâncias foi verificada por meio do teste de *Levene* ($\alpha=0.05$). O teste *T Student para amostras independentes* foi aplicado então, para confirmar o pareamento entre os grupos.

Tabela 1 - Características amostrais do grupo GP-AVC e GPH.

Variáveis	Média (DP)		p
	GP-AVC (n 20)	GPH (n 16)	
Gênero (feminino/masculino)	10 / 10	10 / 6	-
Idade (anos)	56 (\pm 10)	55 (\pm 9)	0,132
Massa corporal (kg)	69,2 (\pm 9,0)	72,8 (\pm 11,9)	0,052
Estatura (cm)	160 (\pm 10)	160 (\pm 10)	0,211
IMC (kg/m ²)	26,0 (\pm 2,8)	27,2 (\pm 3,8)	-
EEB	37 (\pm 12)	56 (\pm 0)	-
Tempo pós-AVC (meses)	10 (\pm 15)	-	-
Etiologia do AVC			
(isquêmico/hemorragico)	13 / 7	-	-
Lado da hemiparesia (esquerda/direita)	6 / 14	-	-
EMA plantiflexores MIP (0 / 1 / 1+ / 2 / 3 / 4)	5 / 8 / 1 / 2 / 3 / 1	-	-

Fonte: a autora, 2018.

Nota: DP: desvio-padrão; GP-AVC: grupo AVC; GPH: grupo hígidos; n: número de indivíduos em cada grupo; EEB: Escala de Equilíbrio de Berg; EMA: Escala Modificada de Ashworth; MIP: membro inferior parético.

3.2.2 Avaliação do GP-AVC

Primeiramente o voluntário passou por uma entrevista contendo: nome, data de nascimento, sexo, lado dominante, profissão, escolaridade, telefones para contato e endereço. Foram também, reportadas informações referentes à lesão encefálica do

indivíduo: tempo de lesão, tipo de AVC e lado da hemiparesia. Depois, foram coletadas medidas antropométricas (massa corporal e estatura) e o indivíduo foi submetido à avaliações clínicas referentes ao grau de comprometimento pós-AVC.

A Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) (MIYAMOTO et al., 2004) (ANEXO B), o teste de propriocepção consciente de MMII (LUNDY-EKMAN, 2000) e a Escala Modificada de Ashworth (EMA) dos músculos plantiflexores do MIP (BOHANNON; LEARY, 1995) foram aplicadas.

3.2.3 Avaliação dos GPH

Os voluntários hígidos também passaram pela entrevista (nome, data de nascimento, sexo, membro inferior dominante, profissão, escolaridade, telefones para contato e endereço) e foram submetidos apenas à EEB com a finalidade de confirmar o não comprometimento do equilíbrio. O questionamento sobre o membro inferior dominante (MID) foi realizado perguntando para o indivíduo qual era a sua preferência de membro inferior para chutar uma bola.

3.2.4 Descrição das avaliações clínicas

As avaliações clínicas foram compostas de exames comumente utilizados para avaliar o comprometimento dos indivíduos pós-AVC:

- a) A Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) é composta por 14 tarefas de equilíbrio estático e dinâmico, com diferentes níveis de dificuldade. Cada atividade recebe uma nota de 0 a 4 pontos, obtendo-se uma pontuação máxima de 56 pontos (MIYAMOTO et al., 2004) (ANEXO B). A mesma possui confiabilidade teste/reteste caracterizada por um coeficiente de correlação intraclasse (CCI) de 0,72 (FLANSBJER; BLOM; BROGÅRDH, 2012), considerada boa (FLEISS, 1999).
- b) O teste de propriocepção consciente de MMII consiste em o avaliador movimentar passivamente a falange distal do hálux do indivíduo que, com os olhos vendados, deve responder em qual posição (flexão ou extensão) encontra-se sua articulação (LUNDY-EKMAN, 2000). O mesmo é reproduzido na articulação do tornozelo.
- c) Por meio da Escala de Modificada de Ashworth (EMA) é possível classificar as alterações no aumento do tônus muscular (hipertonía) (BOHANNON; SMITH,

1987). A espasticidade pode ser classificada de acordo com valores ordinais que variam de 0 a 4, onde:

- 0: nenhum aumento no tônus muscular;
- 1: discreto aumento do tônus muscular, manifestado por tensão momentânea ou por resistência mínima no final da amplitude de movimento articular (ADM), quando o segmento é movido em flexão ou extensão;
- 1+: discreto aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da ADM restante;
- 2: aumento mais marcante do tônus muscular, durante a maior parte da ADM, mas o segmento é movido com facilidade;
- 3: considerável aumento do tônus muscular, a movimentação passiva do segmento é difícil;
- 4: a parte afetada apresenta-se rígida em flexão ou extensão.

Essa escala possui adequada confiabilidade testes/reteste para MMII 73.3% (Kendall tau-b = 0.567) (BLACKBURN; VAN VLIET; MOCKETT, 2002).

3.2.5 Coletas cinéticas

As coletas foram realizadas com o auxílio de duas plataformas de força (AMTI, OR6-7-1000), posicionadas lado a lado, fixas no solo, com 2 mm de distância entre elas.

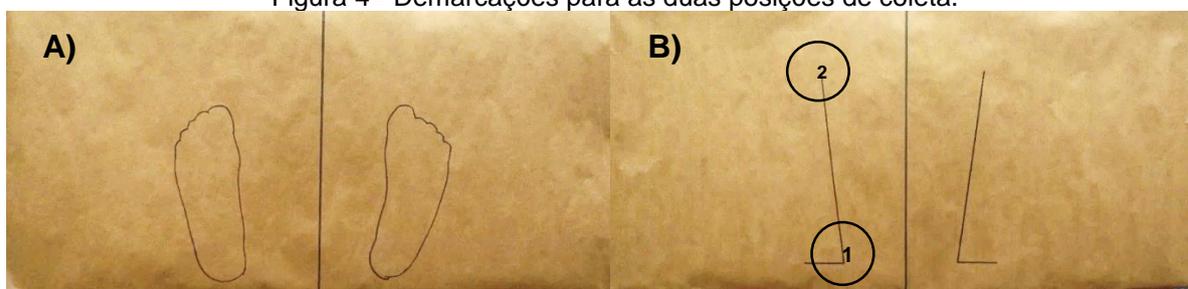
Os pés foram posicionados em duas diferentes condições sobre as plataformas de força, sendo cada condição repetida por 3 vezes, pois de acordo com a literatura em análises de confiabilidade é recomendado a utilização da média de tentativas (GASQ et al., 2014; MARTELLO et al., 2017). Um papel *kraft* foi colocado sobre as plataformas de força para garantir o correto posicionamento dos pés na posição padronizada e replicação da posição livre nas 3 repetições dessa condição (Figura 4).

Posição livre: as primeiras três repetições foram realizadas orientando o voluntário a ficar em uma posição confortável e para garantir o posicionamento para as duas coletas seguintes, ao subir pela primeira vez na plataforma o pesquisador desenhou o contorno dos pés do voluntário sobre um papel *kraft*. A posição livre foi determinada como a primeira posição adotada com finalidade de evitar qualquer influência da posição padronizada no posicionamento dos pés (Figura 4-A);

Posição padronizada: 17 cm entre os centros dos calcanhares com um ângulo de 14° entre os eixos dos pés, equidistantes da linha média entre as plataformas (MCILROY; MAKI, 1997). Esse posicionamento foi garantido com o auxílio de um gabarito em acrílico desenhado em papel *Kraft* (Figura 4-B).

Para as duas condições o voluntário foi orientado a olhar para um ponto fixo, posicionado na altura dos olhos e distante 1 m das bordas anteriores das plataformas de força, e permanecer na posição o mais quieto possível por 60 s (MARTELLO, 2015). Também, antes iniciar as coletas, os voluntários foram informados sobre as posições que seriam adotadas e para maior segurança, duas pessoas permaneceram ao lado do participante para auxiliar em qualquer desequilíbrio. A cada coleta realizada, o participante descansou sentado durante 2 minutos.

Figura 4 - Demarcações para as duas posições de coleta.



Fonte: a autora, 2018.

Nota: (A) posição livre, demarcada pelo contorno dos pés. (B) posição padronizada, demarcada com o auxílio de um gabarito de acrílico, sendo os pontos de referência para o posicionamento: (1) centro do calcâneo (2) hálux.

3.2.6 Aquisição e processamento dos dados cinéticos

A Frequência de Aquisição (FA) dos sinais foi de 300Hz, amplificados em 4 mil vezes e convertidos em sinais digitais por um conversor A/D (*National Instruments*) de 16 bits. Os sinais foram então enviados ao *software* Cortex® (1.1.4.368) (*Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA*), que fornece os dados referentes às forças e momentos em x, y e z (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y , M_z) das duas plataformas de força. Em seguida, os dados foram importados para o *software* OrthoTrack® (ORTHO TRACK 6.5.1, 2007), que gerou um arquivo “*txt.forces*” com os dados de força em x, y e z, as coordenadas x e y do CP (Equações 1 e 2) e o momento em z (F_x , F_y , F_z , x, y, z, M_z) das duas plataformas.

$$CP_x = -\frac{M_y + F_x * dz}{F_z} \text{ (Equação 1)}$$

$$CPy = \frac{Mx + Fy * dz}{Fz} \text{ (Equação 2)}$$

Onde

CPx é a componente médio-lateral do CP;

CPy é a componente anteroposterior do CP;

Fx, Fy, Fz são as forças aplicadas nas coordenadas y (anteroposterior), x (médio-lateral) e z (vertical) da plataforma de força;

My, Mx são os momentos em torno do eixo x (médio-lateral) e y (anteroposterior) da plataforma de força;

dz é espessura da plataforma (AMTI, 1991).

Os sinais foram então processados em ambiente Matlab®. Um filtro passa-baixa com atraso nulo (*dual-pass*) do tipo *Butterworth* de 4ª ordem, com frequência de corte de 10Hz foi aplicado nos dados brutos exportados pelo *Orthotrack*. Além da aplicação do filtro, os demais cálculos para o processamento do sinal também foram realizados em ambiente Matlab®.

Os indicadores posturais calculados foram: sincronização entre os CPs e FRS, simetria de descarga de peso e TV. Para cada direção (AP e ML), foram calculadas duas sincronizações: sincronização no atraso igual a zero (AP ρ_0 e ML ρ_0), e sincronização no atraso de maior correlação (AP ρ_{max} e ML ρ_{max}). Depois foram calculados também o valor de atraso para o qual a sincronização foi mais alta (Atraso AP ρ_{max} e Atraso ML ρ_{max}).

Os indicadores sincronização AP e ML no atraso igual a zero foram calculadas seguindo a metodologia de Mansfield et al. (2012). Já a sincronização AP e ML no atraso de maior correlação com $\pm 1s$ de deslocamento do tempo zero e o atraso AP e ML de maior sincronização foram propostos por Mansfield et al. em 2011.

A correlação cruzada com atrasos de $\pm 1 s$ foi realizada para calcular a sincronização no atraso de maior correlação, com o auxílio da função 'xcov' e 'coeff' do software Matlab®. Essa função gera duas matrizes: uma contendo os valores de correlação cruzada e outra com os respectivos atrasos utilizados na função. O atraso cujo valor de correlação foi mais alto foi identificado por meio da função 'max', também em ambiente Matlab®. A sincronização sem atraso temporal foi determinada como o valor de correlação em zero.

Valores <0,60 são considerados baixos, 0,60 à 0,80 moderados e > 0,80 altos valores de sincronização (MANSFIELD et al., 2011; MOCHIZUKI et al., 2006; WINTER, 1995).

Decorrente da variabilidade encontrada entre repetições, optou-se em utilizar valores absolutos de cada indicador, sem levar em conta os sinais positivos e negativos.

A simetria de descarga de peso entre os MMII foi calculada por meio da média da força registrada pela plataforma de força sob o MI com menor descarga de peso e foi expressa como uma porcentagem do peso corporal total (MANSFIELD et al., 2011) (Equação 3). Já para os hígidos utilizou-se da média da força em z registrada pela plataforma de força sob o MID do indivíduo.

$$\text{Simetria de descarga de peso: } \frac{Fz_{MIP}}{Fz_{total}} \times 100 \quad (\text{Equação 3})$$

onde, Fz_{MIP} é a média da força vertical do membro inferior parético;
 Fz_{total} , é a média da força vertical total, somatório da média da força em z direita e esquerda.

O torque vertical TV foi calculado conforme a Equação 4.

$$\overrightarrow{TV} = \overrightarrow{Fxy_d} \times (\overrightarrow{CP_d} - \overrightarrow{CP_{res}}) + \overrightarrow{Fxy_e} \times (\overrightarrow{CP_e} - \overrightarrow{CP_{res}}) \quad (\text{Equação 4})$$

Onde

\overrightarrow{TV} é o vetor torque vertical,

$\overrightarrow{Fxy_d}, \overrightarrow{Fxy_e}$ são os vetores de força de reação do solo no plano horizontal sob os pés direito e esquerdo, respectivamente,

$\overrightarrow{CP_d}, \overrightarrow{CP_e}$ são os vetores posição do CP dos pés direito e esquerdo,

$\overrightarrow{CP_{res}}$ é o vetor posição do CP resultante, calculado a partir das posições dos CPs dos dois pés conforme a Equação 5.

$$\overrightarrow{CP_{res}} = \frac{Fz_d \overrightarrow{CP_d} + Fz_e \overrightarrow{CP_e}}{Fz_d + Fz_e} \quad (\text{Equação 5})$$

Onde

Fz_d, Fz_e são os módulos das forças verticais sob os pés direito e esquerdo, respectivamente.

Para maior compreensão do leitor, no Quadro 1 estão apresentados os indicadores posturais utilizados no presente estudo.

Quadro 1- indicadores do controle postural.

CP AP ρ_0	Sincronização do centro de pressão na direção anteroposterior no atraso igual a zero
CP ML ρ_0	Sincronização do centro de pressão na direção médio-lateral no atraso igual a zero
CP AP ρ_{max}	Sincronização do centro de pressão na direção anteroposterior no atraso de maior correlação
CP ML ρ_{max}	Sincronização do centro de pressão na direção médio-lateral no atraso de maior correlação
Atraso CP AP ρ_{max}	Valor de atraso para o qual a sincronização do centro de pressão na direção anteroposterior foi mais alta
Atraso CP ML ρ_{max}	Valor de atraso para o qual a sincronização do centro de pressão na direção médio-lateral foi mais alta
FRS AP ρ_0	Sincronização da força de reação do solo na direção anteroposterior no atraso igual a zero
FRS ML ρ_0	Sincronização da força de reação do solo na direção médio-lateral no atraso igual a zero
FRS AP ρ_{max}	Sincronização da força de reação do solo na direção anteroposterior no atraso de maior correlação
FRS ML ρ_{max}	Sincronização da força de reação do solo na direção médio-lateral no atraso de maior correlação
Atraso FRS AP ρ_{max}	Valor de atraso para o qual a sincronização da força de reação do solo na direção anteroposterior foi mais alta
Atraso FRS ML ρ_{max}	Valor de atraso para o qual a sincronização da força de reação do solo na direção médio-lateral foi mais alta
Simetria de descarga de peso (%)	Porcentagem de peso corporal descarregada sobre o membro inferior com menor descarga de peso
TV	Média do Torque vertical
Amplitude de oscilação do TV	Amplitude de oscilação do TV em torno da média (Desvio-padrão do Torque vertical)

Fonte: a autora, 2018.

3.2.7 Análise estatística

A análise estatística foi realizada por meio do software SPSS (22.0) disponível para acesso nos laboratórios da PUCPR.

Optou-se em utilizar a média das 3 repetições de cada condição para realizar a análise estatística.

Para comparar os indicadores posturais das duas populações primeiramente testou-se a normalidade de distribuição dos dados por meio do teste de *Shapiro-Wilk*, como a maioria dos dados apresentou distribuição não-normal. Optou-se por uma abordagem não paramétrica para comparar os grupos, utilizando o teste U de *Mann-Whitney*.

Para comparar a diferença entre as condições livre e padronizada de cada população, primeiramente se verificou a distribuição dos dados por meio do teste de

Shapiro-Wilk e como os indicadores apresentaram distribuição não normal dos dados, optou-se pelo *teste de Wilcoxon*. Um nível de significância de 95% foi assumido em todas as análises ($\alpha=0.05$).

Posteriormente à análise, foi calculado o *Power Test* por meio do *Software G-Power (3.1)* o qual permite conhecer a probabilidade de rejeitar a hipótese nula se realmente for falsa ($1 - \beta$) (FAUL et al., 2007).

3.3 ANÁLISE DOS INDICADORES DO CONTROLE POSTURAL DURANTE A EXECUÇÃO DE *SERIOUS GAMES*

As coletas nesta condição foram do tipo série de casos e estão relacionadas ao objetivo específico III.

3.3.1 Amostra

As coletas foram conduzidas no LaMH e os voluntários pós-AVC foram recrutados por meio de contato com o CHR, com a clínica escola de Fisioterapia da PUCPR e por profissionais da área da saúde que atuam junto a essa população (fisioterapeutas, médicos e terapeutas ocupacionais), na cidade de Curitiba e região metropolitana.

Os critérios de inclusão dos indivíduos pós-AVC foram: voluntários com diagnóstico médico confirmado de AVC; tempo de evolução após-AVC acima de 4 semanas, incluindo pessoas na fase sub aguda e crônica (SULLIVAN, 2007); idade igual ou superior a 20 anos completos, compondo uma amostra de adultos e idosos (OMS, 1986); capazes de deambular pelo menos seis metros sem assistência humana, sendo permitida a utilização de órtese e/ou dispositivo de auxílio.

Os indivíduos que apresentaram AVC bilateral; afasia de compreensão; outras doenças neurológicas; déficit visual não corrigido; severas alterações musculoesqueléticas não relacionadas ao quadro de AVC e instabilidade clínica que contraindicasse a realização do protocolo proposto, foram excluídos.

A amostra pós-AVC foi composta por 4 indivíduos e a de hígidos foi composta por 4 voluntários pareados com os AVCs pela idade (Tabela 2).

Tabela 2 - Características amostrais dos GJ-AVC e GJH.

Características amostrais					
Grupos	Sexo (M/F)	Idade (anos)	Massa corporal (kg)	Estatura (m)	IMC (kg/m ²)
AVC 1	M	50	88	1,79	27,5
AVC 2	F	56	72	1,56	29,6
AVC 3	M	60	97,6	1,78	30,8
AVC 4	M	63	76,2	1,75	24,9
H 1	M	53	79,4	1,72	26,9
H 2	F	59	65	1,66	23,6
H 3	M	60	90,4	1,64	33,7
H 4	M	67	105	1,78	33,2

Fonte: a autora, 2018.

Nota: IMC: Índice de Massa Corporal; H: hígidos.

Os voluntários hígidos foram recrutados entre pessoas da comunidade às quais os pesquisadores têm acesso e foram incluídos indivíduos com idades pareadas aos indivíduos pós-AVC, que não relatassem distúrbios vestibulares frequentes nos últimos 6 meses, históricos de desequilíbrio ou dor em extremidades inferiores e/ou coluna vertebral e excluídos os que apresentassem doenças neurológicas; déficit visual não corrigido; dores articulares, alterações musculoesqueléticas severas e instabilidade clínica que contraindicasse a realização do protocolo proposto.

Ambos os grupos assinaram o termo de consentimento livre esclarecido (TCLE) (APÊNDICES C e D).

3.3.2 Avaliação do Grupo Jogo AVC (GJ-AVC)

Primeiramente os voluntários passaram por uma entrevista contendo: nome, data de nascimento, sexo, lado dominante, profissão, escolaridade, telefones para contato e endereço. Foram também, reportadas informações referentes à lesão encefálica do indivíduo: tempo de lesão, tipo de AVC e lado da hemiparesia. Depois, foram coletadas medidas antropométricas (massa corporal e estatura), medidas de estado físico (pressão arterial, frequências cardíaca e respiratória) e, então, os participantes foram submetidos a avaliações clínicas referentes ao grau de comprometimento pós-AVC.

As avaliações aplicadas foram: Escala de percepção subjetiva ao esforço - Borg (BRUNETTO; PAULIN; YAMAGUTI, 2002; HAMPTON et al., 2014), Questionário *Falls Efficacy Scale International* (FES-i) (CAMARGOS et al., 2010), Escala Modificada de Ashworth (EMA) (BOHANNON; LEARY, 1995) nos grupos musculares flexores de cotovelo e plantiflexores do MIP, Escala de recuperação motora de Brunnstrom

(BRUNNSTROM, 1977), EEB (MIYAMOTO et al., 2004), MiniBESest (BAMBIRRA; MAGALHAES; RODRIGUES-DE-PAULA, 2015), Escala de Avaliação Postural para Paciente Pós-Acidente Vascular Cerebral (EAPA) (YONEYAMA et al., 2008).

As escalas e questionários foram aplicados sempre pelo mesmo avaliador com a finalidade manter o rigor metodológico da pesquisa (Tabela 3).

Tabela 3 - Características clínicas do GJ-AVC.

Variáveis	AVC 1	AVC 2	AVC 3	AVC 4
Tempo pós-AVC (meses)	83	104	74	53
Lado da hemiparesia (direita/ esquerda)	Direita	Direita	Direita	Esquerda
FES-i (16 - 64)	21	27	23	31
MiniBESest (0 - 28)	26	20	22	12
EAPA (0 - 36)	33	32	31	30
EEB (0 - 56)	54	56	56	48
Brunnstrom				
BRS-A	2	5	2	5
BRS-H	2	6	2	6
MMII	2	5	4	6
Tornozelo	2	2	3	6

Fonte: a autora, 2018.

Nota: FES-i: Escala de Eficácia de quedas Internacional; EAPA: Escala de avaliação postural para pós-AVC; EEB: Escala de equilíbrio de Berg; BRS-A: Escala de estágios de recuperação motora de Brunnstrom Arm (braço); BRS-H: Hand (mão); MMII: membros inferiores.

3.3.3 Avaliação Grupo Jogo Hígidos (GJH)

Os voluntários hígidos também passaram pela entrevista (nome, data de nascimento, sexo, lado dominante, profissão, escolaridade, telefones para contato e endereço), mas foram submetidos apenas à EEB com a finalidade de confirmar o não comprometimento do equilíbrio.

3.3.4 Descrição das avaliações clínicas

As avaliações clínicas foram aplicadas apenas no primeiro dia, com exceção da EMA, que foi aplicada em todos os dias que o voluntário compareceu ao LaMH.

- a) A escala de percepção subjetiva de esforço – BORG - mensura o grau de percepção ao esforço físico durante atividades físicas (BRUNETTO; PAULIN; YAMAGUTI, 2002; HAMPTON et al., 2014) (ANEXO C);
- b) O questionário *Falls Efficacy Scale International* (FES-i) avalia o medo de cair por meio de um questionário composto por perguntas sobre o nível de

preocupação de cair em diferentes tarefas, as quais incluem atividades de vida diária e convívio social (CAMARGOS et al., 2010) (ANEXO D);

- c) A escala de estágios de recuperação motora de Brunnstrom baseada nos seis estágios de recuperação motora de indivíduos que sofreram lesão encefálica, descritos por Brunnstrom (BRUNNSTROM, 1977) (ANEXO E). Essa escala permite a classificação dos estágios motores dos segmentos: membros superiores e mãos (PANDIAN; ARYA, 2014) membros inferiores e tornozelos (CHEN et al., 2003) (ANEXO E);
- d) A Mini *Balance Evaluation Systems Test* (MiniBESTest) avalia o equilíbrio por meio de 14 tarefas que englobam a manutenção ou recuperação do equilíbrio estático e dinâmico. A pontuação é realizada com base em três categorias, 0 indica grave, 1 moderado comprometimento e 2 normal (BAMBIRRA; MAGALHAES; RODRIGUES-DE-PAULA, 2015; MAIA et al., 2013) (ANEXO F). Essa avaliação apresenta forte a quase perfeita confiabilidade teste/reteste ($0,62 \leq \text{Kappa} \leq 1,0$) (BAMBIRRA; MAGALHAES; RODRIGUES-DE-PAULA, 2015) classificado de acordo com Sim e Wright (2005) (SIM; WRIGHT, 2005).
- e) Escala de Avaliação Postural para Pacientes pós-AVC (EAPA) é utilizada para a avaliação postural em três posturas fundamentais (deitado, sentado e em pé) e permite fornecer informações importantes quanto ao controle de tronco em diferentes posturas (YONEYAMA et al., 2008) (ANEXO G). Essa escala possui excelente confiabilidade testes/reteste (CCI=0,84) (CHIEN et al., 2007) de acordo com a classificação de Fleiss (FLEISS, 1999).

3.3.5 Descrição dos jogos digitais desenvolvidos

O Sistema Interativo de Reabilitação Motora e Cognitiva (SIRMeC) (Figura 5) foi desenvolvido por um dos membros do grupo de pesquisa, acadêmico do curso de Tecnologia em Jogos Digitais com a participação de Fisioterapeutas e Engenheiros. Todo o sistema passou por uma bateria de testes quanto à aplicabilidade, funcionalidade e erros de sistema com a presença de uma fisioterapeuta que exaustivamente testava os jogos, jogando-os várias vezes em diferentes condições.

Figura 5 - Tela de abertura do jogo digital SIRMeC.



Fonte: a autora, 2018.

O equipamento Kinect® da Microsoft (X-Box 360) foi utilizado para a simulação virtual, o mesmo realiza capturas de movimentos em bidimensão (2D) durante o jogo (Figura 6). Todo processo de criação do algoritmo de jogo e desenvolvimento da programação foi realizada através do software de domínio público Zigfu®.

Figura 6 - Kinect®.



Fonte: Microsoft®.

A proposta dos SG é que os participantes executem exercícios, frequentemente utilizados na cinesioterapia de uma forma mais divertida e desafiadora pois devem responder a estímulos visuais e auditivos que não estariam presentes numa terapia convencional.

Os objetivos dos SG desenvolvidos foram baseados em um levantamento dos principais exercícios utilizados na cinesioterapia: transferência na descarga de peso entre os MMII, rotações, inclinações e flexão de tronco, mobilização do membro superior parético, passos para frente e laterais, feedback visual e atividades com dupla tarefa (LASKOS, 2014).

Com o intuito de treinar o lado comprometido, o sistema permite a seleção do lado da hemiparesia e mais estímulos são realizados para esse lado. Outra vantagem do SIRMeC é que o mesmo possibilita a calibração antes do jogo, onde são coletadas as informações sobre os valores máximos de inclinação lateral de tronco para direita e esquerda e abdução de ombro direito e esquerda, sendo assim, as bolas são

lançadas apenas nos limites coletados antes de iniciar os jogos. O que difere de jogos comerciais, pois possibilita ao paciente jogar dentro de seus limites durante o tratamento, evitando assim, frustrações em não conseguir pontuar durante os jogos. É possível também, selecionar o nível de dificuldade do jogo (1 para o mais fácil e 5 o mais difícil), tempo de jogo (30s, 60s, 90s e 120s) e criar blocos com vários jogos e repetidas vezes.

Os SG envolveram a realização de tarefas que simulam atividades esportivas, como cabecear bolas, defender um gol e esquiar. Na próxima seção serão expostos os objetivos que cada jogo deve alcançar.

3.3.5.1 Cabeceio

O jogo Cabeceio consiste em um ambiente de campo de futebol, em que o voluntário deve realizar os movimentos de inclinação látero-lateral do tronco para “cabecear” bolas lançadas, preferencialmente, em direção ao lado parético, estimulando a mobilidade de tronco e, conseqüente, tomada de peso sobre o MIP. Na Figura 7 está apresentada uma visão geral do jogo Cabeceio.

Figura 7 – Jogo Cabeceio.



Fonte: a autora, 2018.

3.3.5.2 Goleiro

No jogo Goleiro, ainda no contexto esportivo de campo de futebol, o voluntário é estimulado a defender seu gol e impedir quantas bolas for possível dentro do limite de tempo estabelecido. Para tanto, o mesmo deve realizar os movimentos de abdução de ombro direito e esquerdo. A mecânica de lançamento das bolas é igual ao jogo cabeceio. Porém, esse jogo possibilita o treino das habilidades motoras de coordenação de membros superiores e grau de amplitude de abdução dos ombros. Na Figura 8 é apresentada uma visão geral do jogo Goleiro.

Figura 8 – Jogo Goleiro.



Fonte: a autora, 2018.

3.3.5.3 Esqui

O jogo Esqui consiste em um ambiente desportivo de inverno, em que o voluntário deve passar por dentro de bandeiras contidas na pista, controlando a direção de seu esqui através da realização dos movimentos de rotação de tronco. Os desafios presentes nesse jogo são aleatórios e em ambos os lados da pista, favorecendo o treino de rotação e dissociação de tronco, além da consequente, tomada de peso sobre os MMII. A Figura 9 mostra uma visão geral do jogo Esqui.

Figura 9 - Jogo Esqui.



Fonte: a autora, 2018.

3.3.6 Setup experimental

Para a captura dos sinais das plataformas de força foi utilizado o Sistema de análise do movimento Vicon® (VICON MOTION SYSTEMS LTD., 2015) e duas plataformas de força (AMTI, OR6-7-2000) foram posicionadas com 5 mm de distância uma da outra.

Antes de iniciar as coletas, o laboratório foi preparado pela equipe de pesquisa posicionando uma televisão de 42" (LG®) e o Kinect (Microsoft®) dentro da área de coleta. No software Nexus 2.5 (Vicon Motion System) eram zeradas as plataformas

de força e identificada a origem do sistema de coordenadas com o auxílio de bastão que possui marcadores fixados a ele, esse bastão foi posicionado no canto inferior esquerdo da plataforma de força esquerda.

3.3.7 Protocolo de coletas

Os voluntários do grupo jogo (GJ) AVC foram convidados a comparecer ao LaMH por quatro vezes e para o GJH foi requerida a presença por três vezes. A frequência semanal para ambos os grupos foi de no mínimo de 2 vezes por semana com intervalo entre coletas de no máximo 7 dias.

No primeiro dia, apenas para o GJ-AVC a aquisição cinética não foi realizada. Uma vez que, o tempo de permanência era inviável para a população, expondo-os há várias horas de avaliação. Então, os mesmos compareceram ao laboratório apenas para avaliações clínicas. Já o GJH, no primeiro dia, foi avaliado clinicamente e submetido à avaliação na postura ereta quieta e à execução dos SG.

No segundo dia, apenas a Escala Modificada de *Ashworth* (EMA) para o GJ-AVC foi aplicada e o indivíduo foi preparado para iniciar as coletas. Neste dia, o indivíduo foi submetido à avaliação na postura ereta quieta e execução dos SG. Para os demais dias, os indivíduos só foram submetidos à execução dos SG.

3.3.7.1 Coleta na postura ereta quieta

Para avaliação na postura ereta quieta os pés foram posicionados em uma posição livre, repetidas 3 vezes com duração de 30 s cada e para garantir o posicionamento para as duas coletas seguintes, ao subir pela primeira vez nas plataformas de força o pesquisador desenhou o contorno dos pés do voluntário sobre um papel *kraft*.

Para essa avaliação o voluntário foi orientado a olhar para um ponto fixo, permanecendo o mais quieto possível por 30 s, posicionado na altura dos olhos e distante 2 m das plataformas (mesma distância do aparelho de televisão, com o qual o voluntário iria jogar os SG) e a cada coleta realizada, os participantes descansaram sentados durante 2 minutos.

3.3.7.2 Coleta durante a execução dos *Serious Games*

Os blocos de SG propostos tiveram nível 3 de dificuldade com duração de 30 s cada, sendo repetidos 3 vezes cada, totalizando 9 repetições por dia, ou seja, 3 blocos de jogos. Optou-se por esse grau de dificuldade e tempo para todos os indivíduos, uma vez que, por se tratar de um estudo que visa conhecer o comportamento de indicadores do controle postural durante a execução de jogos era importante padronizar as coletas.

A coleta com os jogos só era iniciada após 5 minutos de descanso sentado do voluntário ou até que o mesmo estivesse apto a continuar, e novamente os sinais vitais (pressão arterial, frequência cardíaca e respiratória) eram mensurados, também, o mesmo era convidado à responder seu nível de percepção ao esforço físico por meio da Escala de BORG (APÊNDICE E).

Depois, fazia-se necessário obter os valores máximos de amplitude de movimento dos participantes, onde era solicitado ao voluntário os movimentos de inclinação látero-lateral de tronco e abdução de ombro à direita e à esquerda, em sua amplitude máxima. Ambos os grupos receberam informações quanto a temática de cada jogo antes de iniciarem as coletas.

Durante as coletas com os SG os voluntários puderam movimentar livremente seus pés sobre as plataformas e para maior segurança do participante, os pesquisadores posicionavam-se próximos, porém, fora da área de coleta para ajudar em possíveis desequilíbrios. Finalizado cada bloco, o voluntário poderia descansar por 1 minuto e ao término dos 3 blocos, novamente eram aplicadas medidas de estado físico e o nível de cansaço do participante era questionado.

Na Figura 10 é apresentada uma visão geral do protocolo de aplicação com os *Serious Games*.

Figura 10 - Fluxograma geral de aplicação do protocolo com *Serious Games*.



Fonte: a autora, 2018.

3.3.8 Aquisição e processamento dos sinais

Como a finalidade do estudo era conhecer o comportamento dos indicadores do controle postural durante a postura ereta quieta e durante a execução de jogos digitais, a mesma FA das plataformas de força que foi utilizada nas coletas do CHR foi utilizada no LaMH. Os sinais foram amplificados 4 mil vezes (MiniAmp e Gen 5 – AMTI) e convertidos em sinal digital por um conversor A/D.

Os dados advindos das plataformas de força foram enviados ao software *Nexus 2.5* (Vicon Motions) que fornece os dados referentes às forças e momentos em x, y e z (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y , M_z) das plataformas de força. A partir desse software é possível obter os dados referentes as forças, momentos e coordenadas do CP nas três direções (x, y e z). Os sinais foram exportados para um arquivo “csv” ainda brutos.

Os sinais foram então, processados em ambiente Matlab®. Um filtro passa-baixa com atraso nulo (*dual-pass*) do tipo *Butterworth* de 4ª ordem, com frequência de corte de 10Hz. Além do filtro, os demais cálculos para o processamento do sinal também foram realizados em ambiente Matlab® de acordo com a secção 3.2.6 deste projeto.

Para analisar a simetria de descarga de peso entre o MMII durante a execução dos *Serious Games*, um novo cálculo (Equação 6) foi desenvolvido, uma vez que, o mesmo realizava transferências de peso entre os MMII durante o jogo. Após esse cálculo, foi realizada a média e amplitude de variação dessa simetria.

$$\text{Simetria de descarga de peso: } \frac{FzMIP}{Fztotal} \times 100 \quad (\text{Equação 6})$$

onde, $FzMIP$ é o vetor da força em z do membro inferior parético;

$Fztotal$ é a soma dos vetores das forças em z do membro inferior parético e não parético.

Para o cálculo de simetria de descarga de peso durante os jogos para os hígidos, optou-se em utilizar o membro inferior dominante (MID). Ou seja, na Equação 6 substituíam-se $FzMIP$ por $FzMID$, o qual é o vetor da força em z do MID. O MID era reconhecido pelos pesquisadores na entrevista, onde questionava-se qual membro inferior o indivíduo utilizava para chutar uma bola.

Para interpretação dos dados foram utilizadas as médias das 3 tentativas de cada jogo. Por se tratar de uma amostra pequena, optou-se em não realizar análise estatística.

4 RESULTADOS

Os resultados serão apresentados conforme a divisão de objetivos específicos.

4.2 INDICADORES POSTURAIIS NA POSTURA ERETA QUIETA: HÍGIDOS X AVC E CONDIÇÃO LIVRE X CONDIÇÃO PADRONIZADA

O objetivo foi comparar o comportamento dos indicadores de controle postural em indivíduos hígidos e pós-AVC na postura ereta quieta e também o efeito do posicionamento dos pés nas condições livre e padronizada.

4.2.1 Sincronização entre os CPs

Ao comparar os valores de sincronização dos CPs ρ_0 AP e ML, diferenças foram encontradas entre as populações, com valores medianos maiores para o GPH, demonstrando que hígidos apresentam maior sincronização entre os CPs. Os valores de sincronização ρ_{max} dos CPs para o GPH foram iguais ou próximos à sincronização entre os CP ρ_0 , ou seja, sem atrasos temporais ou com atrasos temporais próximos à zero.

Nas comparações entre condições livre e padronizada nenhum dos indicadores foi sensível ao posicionamento dos pés para o GPH. Já para o GP-AVC apenas o Atraso CP ML ρ_{max} , com atrasos maiores na condição livre.

Na Tabela 4 estão apresentados os valores medianos (intervalos interquartílicos 1 e 3) da sincronização entre os CPs.

Tabela 4 - Comparação entre grupos e entre condições de posicionamento dos pés da sincronização entre os CPs.

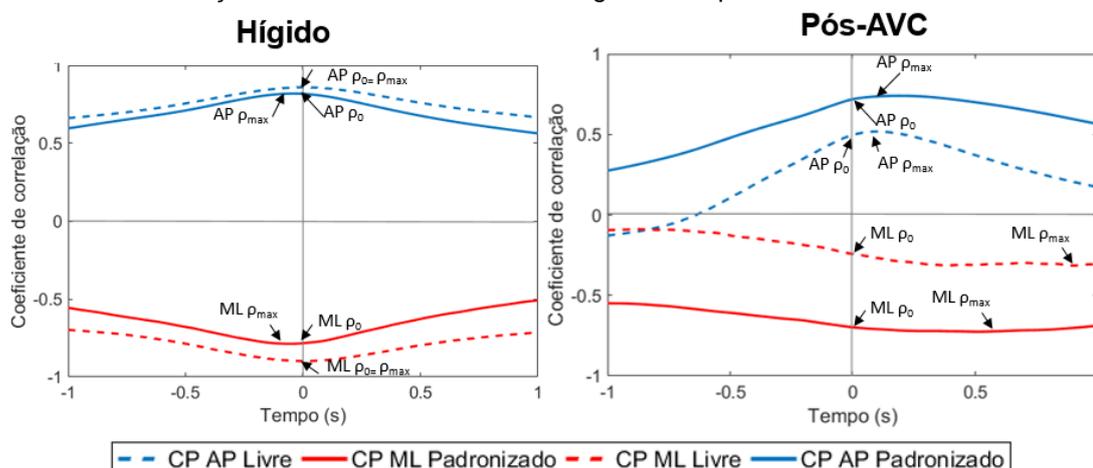
Indicadores	Posição dos pés	GP-AVC		GPH		p valores entre grupos
		Mediana (IQR1 - IQR3)	pvalores entre posições	Mediana (IQR1 - IQR3)	pvalores entre posições	
CP AP ρ_{max}	Livre	0,55 (0,44 - 0,66)	0,911	0,83 (0,80 - 0,88)	0,148	<0,001*
	Padronizada	0,56 (0,43 - 0,69)		0,80 (0,64 - 0,90)		0,003*
Atraso CP AP ρ_{max} (s)	Livre	0,07 (0,03 - 0,24)	0,588	0,01 (0,01 - 0,02)	0,111	0,001*
	Padronizada	0,05 (0,02 - 0,20)		0,02 (0,01 - 0,03)		0,72
CP AP ρ_0	Livre	0,55 (0,40 - 0,65)	0,823	0,83 (0,80 - 0,88)	0,148	<0,001*
	Padronizada	0,52 (0,40 - 0,69)		0,79 (0,64 - 0,90)		0,004*
CP ML ρ_{max}	Livre	0,44 (0,33 - 0,60)	0,247	0,66 (0,55 - 0,82)	0,756	0,006*
	Padronizada	0,45 (0,38 - 0,65)		0,63 (0,55 - 0,79)		0,042*
Atraso CP ML ρ_{max} (s)	Livre	0,45 (0,10 - 0,67)	0,007*	0,02 (0,01 - 0,12)	0,979	<0,001*
	Padronizada	0,19 (0,03 - 0,40)		0,02 (0,01 - 0,03)		0,002*
CP ML ρ_0	Livre	0,38 (0,20 - 0,60)	0,156	0,66 (0,48 - 0,82)	0,756	0,003*
	Padronizada	0,42 (0,27 - 0,65)		0,62 (0,55 - 0,79)		0,039*

Fonte: a autora, 2018.

Nota: Comparação entre posições: teste de Wilcoxon; Comparação entre grupos: teste U de Mann-Whitney; *significância estatística. *Power test*: apenas os indicadores Atraso CP AP ρ_{max} , Atraso CP ML ρ_{max} , CP ML ρ_{max} , CP ML ρ_0 apresentaram valores abaixo de 0,70, indicando moderado poder.

A Figura 11 mostra os valores de sincronização dos CPs de dois voluntários, um do GP-AVC (feminino, 52 anos, hemiparético à esquerda) e outro do GPH (feminino, 52 anos) para as duas condições de posicionamento dos pés, sendo possível observar que os valores de sincronização são inferiores para os indivíduos do GP-AVC ao serem comparados com GPH, para ambas as direções.

Figura 11 – Sincronização dos CPs de um indivíduo hígido e um pós-AVC.

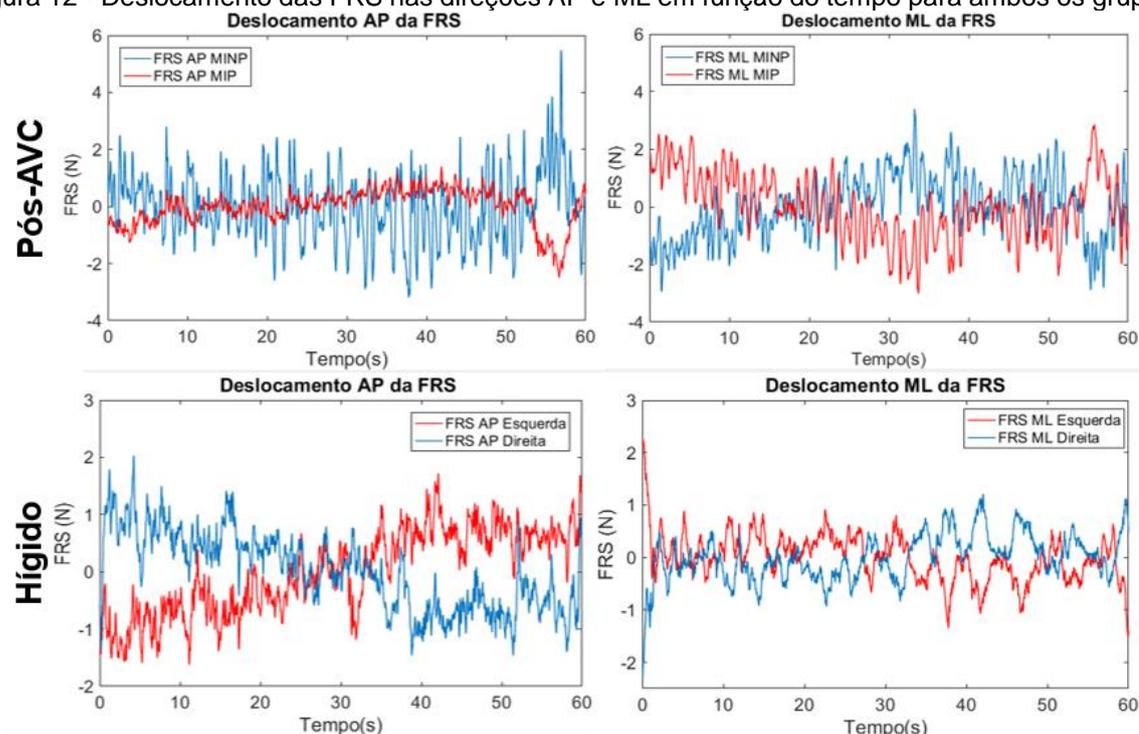


Fonte: a autora, 2018.

4.2.2 Sincronização das FRS

Na Figura 12 estão apresentadas as amplitudes de deslocamento nas direções AP e ML em função do tempo de um indivíduos hígido (masculino, 35 anos) e um pós-AVC (masculino, 33 anos, hemiparético à direita).

Figura 12 - Deslocamento das FRS nas direções AP e ML em função do tempo para ambos os grupos.



Fonte: a autora, 2018.

Ao contrário das sincronizações dos CPs, que demonstram que existem correlações em fase na direção AP e anti-fase na direção ML, a sincronização das FRS são sincronizadas em anti-fase em ambas as direções. Com base nessa afirmação, a FRS de um pé é sempre contrária à FRS do outro pé.

Na Tabela 5 estão apresentados os valores medianos (intervalos interquartílicos 1 e 3) da sincronização das FRS.

Tabela 5 - Comparação entre grupos e entre condições de posicionamento dos pés da sincronização entre as FRS.

Indicadores	Posição dos pés	GP-AVC		GPH		p valores entre grupos
		Mediana (IQR1 - IQR3)	p valores entre posições	Mediana (IQR1 - IQR3)	p valores entre posições	
FRS AP ρ_0	Livre	0,55 (0,68 - 0,35)	0,273	0,23 (0,39 - 0,14)	0,141	0,002*
	Padronizada	0,44 (0,62 - 0,38)		0,42 (0,60 - 0,22)		0,539
FRS AP ρ_{max}	Livre	0,67 (0,71 - 0,60)	0,525	0,66 (0,67 - 0,60)	0,214	0,440
	Padronizada	0,64 (0,74 - 0,60)		0,71 (0,78 - 0,60)		0,336
Atraso FRS AP ρ_{max} (s)	Livre	0,02 (0,17 - 0,22)	0,307	0,10 (0,24 - 0,26)	0,429	0,814
	Padronizada	0,10 (0,15 - 0,30)		0,12 (0,19 - 0,06)		0,062
FRS ML ρ_0	Livre	0,47 (0,70 - 0,36)	0,012*	0,78 (0,89 - 0,72)	0,836	0,002*
	Padronizada	0,65 (0,77 - 0,54)		0,82 (0,86 - 0,68)		0,028*
FRS ML ρ_{max}	Livre	0,69 (0,82 - 0,61)	0,073	0,82 (0,90 - 0,78)	0,835	0,016*
	Padronizada	0,77 (0,85 - 0,64)		0,84 (0,84 - 0,75)		0,158
Atraso FRS ML ρ_{max} (s)	Livre	0,00 (0,19 - 0,22)	0,171	0,07 (0,23 - 0,04)	0,413	0,262
	Padronizada	0,08 (0,03 - 0,35)		0,01 (0,16 - 0,07)		0,058

Fonte: a autora, 2018.

Nota: Comparação entre posições: teste de Wilcoxon; Comparação entre grupos: teste U de Mann-Whitney; *significância estatística. Power test: valores acima de 0,80 para todos os indicadores.

Para ambos os grupos, os valores de sincronização entre as FRS na direção AP foram moderados a baixos. Já para a direção ML, os valores foram moderados a altos. Ambos os grupos apresentaram atrasos na sincronização, ou seja, as máximas sincronizações ocorreram em tempos diferentes de zero, porém é possível observar maiores atrasos para o GP-AVC.

Nas comparações entre condições, apenas o indicador FRS ML ρ_0 do GP-AVC apresentou sensibilidade quanto ao posicionamento dos pés, onde os valores na condição padronizada foram maiores.

4.2.3 Simetria de descarga de peso

Os valores de descarga de peso em porcentagem revelam que indivíduos pós-AVC descarregam menos peso sobre o MIP durante a postura ereta quieta e ao comparar os grupos, é possível observar maior assimetria para esses indivíduos.

O posicionamento dos pés não foi sensível para esse indicador no GPH, ao contrário do GP-AVC, que valores significativamente maiores foram encontrados na condição livre.

Na Tabela 6 estão apresentadas as comparações entre grupos e entre condições da simetria de descarga de peso.

Tabela 6 - Comparação entre grupos e entre condições de posicionamento dos pés do indicador simetria de descarga de peso.

Indicador	Posição dos pés	GP-AVC		GPH		<i>p</i> valores entre grupos
		Mediana (IQR1 - IQR3)	<i>p</i> valores entre posições	Mediana (IQR1 - IQR3)	<i>p</i> valores entre posições	
Simetria de descarga de peso (%)	Livre	38 (29 - 43)	0,030*	48 (44 - 48)	0,717	<0,001*
	Padronizada	32 (28 - 43)		48 (46 - 48)		<0,001*

Fonte: a autora, 2018.

Nota: Comparação entre posições: teste de Wilcoxon; Comparação entre grupos: teste U de Mann-Whitney; *significância estatística. *Power test*: valores acima de 0,80 para todos os indicadores.

4.2.4 Torque Vertical

O TV indica qual foi a rotação de tronco dos indivíduos durante a postura ereta quieta. Embora os valores médios de TV apresentem-se maiores para o GP-AVC, não foram encontradas diferenças estatísticas entre os grupos para o valor médio. Já para amplitude de oscilação do TV, valores maiores foram encontrados para o GP-AVC.

O posicionamento dos pés não foi sensível para esse indicador.

Na Tabela 7 estão apresentadas as comparações entre grupos e entre condições de posicionamento dos pés para o indicador TV.

Tabela 7 - Comparação entre grupos e entre condições de posicionamento dos pés do torque vertical.

Indicadores	Posição dos pés	GP-AVC		GPH		p valores entre grupos
		Mediana	p valores entre posições	Mediana	p valores entre posições	
		(IQR1 - IQR3)		(IQR1 - IQR3)		
TV (N.m)	Livre	0,73 (0,39 - 1,28)	0,411	0,41 (0,40 - 0,40)	0,569	0,459
	Padronizada	0,86 (0,34 - 1,36)		0,46 (0,44 - 0,41)		0,560
Amplitude de oscilação do TV (N.m)	Livre	0,18 (0,13 - 0,22)	0,391	0,03 (0,03 - 0,03)	0,642	<0,001*
	Padronizada	0,17 (0,14 - 0,26)		0,04 (0,04 - 0,04)		< 0,001*

Fonte: a autora, 2018.

Nota: Comparação entre posições: teste de Wilcoxon; Comparação entre grupos: teste U de Mann-Whitney; *significância estatística. *Power test*: valores acima de 0,90 para todos os indicadores.

4.3 INDICADORES POSTURAIIS DURANTE A EXECUÇÃO DE *SERIOUS GAMES*

O objetivo foi comparar o comportamento da sincronização entre os CPs e simetria de descarga de peso em indivíduos hígidos e pós-AVC durante a execução de SG.

4.3.1 Sincronização entre os CPs

Na Tabela 8 estão apresentadas as comparações da sincronização entre os CPs na postura ereta quieta. Com base nessa tabela, é possível observar moderados a altos valores de sincronização para o GJH, enquanto que para o GJ-AVC foram encontrados valores moderados a baixos. Observa-se também, maiores atrasos entre as sincronizações para o grupo pós-AVC.

Tabela 8 - Comparação entre grupos da sincronização entres os CPs na postura ereta quieta.

Indicadores	Pós-AVC		Hígidos	
	Mediana (Mín-Máx)		Mediana (Mín-Máx)	
POSTURA ERETA QUIETA	CP AP pmax	0,68 (0,41 - 0,91)	0,87 (0,70 - 0,93)	
	Atraso CP AP pmax (s)	0,02 (0,00 - 0,40)	0,01 (0,00 - 0,02)	
	CP AP ρ0	0,64 (0,41 - 0,91)	0,87 (0,70 - 0,93)	
	CP ML pmax	0,25 (0,22 - 0,83)	0,71 (0,64 - 0,83)	
	Atraso CP ML pmax (s)	0,66 (0,00 - 0,69)	0,01 (0,00 - 0,01)	
	CP ML ρ0	0,19 (0,15 - 0,83)	0,71 (0,63 - 0,83)	

Fonte: a autora, 2018.

Na Tabela 9 estão apresentados os valores de sincronização entre os CPs e simetria de descarga de peso durante a execução de cada jogo, onde é possível observar que os valores de sincronização entre os CPs foram baixos para ambos os grupos.

Tabela 9 – Comparação da sincronização entre os CPs e simetria de descarga de peso entre os MMII dos grupos durante a execução dos jogos.

Jogos	Indicadores	Pós-AVC			Hígidos		
		1º dia	2º dia	3º dia	1º dia	2º dia	3º dia
JOGO CABECEIRO	CP AP pmax	0,38 (0,30 - 0,52)	0,36 (0,32 - 0,41)	0,28 (0,23 - 0,59)	0,42 (0,40 - 0,52)	0,43 (0,40 - 0,48)	0,39 (0,30 - 0,50)
	Atraso CP AP pmax (s)	0,15 (0,09 - 0,59)	0,39 (0,09 - 0,53)	0,47 (0,16 - 0,90)	0,16 (0,02 - 0,36)	0,26 (0,06 - 0,59)	0,35 (0,04 - 0,53)
	CP AP ρ0	0,32 (0,11 - 0,45)	0,28 (0,23 - 0,38)	0,12 (0,06 - 0,57)	0,38 (0,32 - 0,45)	0,38 (0,24 - 0,46)	0,34 (0,18 - 0,45)
	CP ML pmax	0,30 (0,29 - 0,34)	0,24 (0,20 - 0,30)	0,31 (0,19 - 0,33)	0,40 (0,29 - 0,64)	0,51 (0,21 - 0,71)	0,43 (0,31 - 0,66)
	Atraso CP ML pmax (s)	0,40 (0,27 - 0,50)	0,51 (0,35 - 0,65)	0,56 (0,13 - 0,75)	0,25 (0,05 - 0,50)	0,12 (0,05 - 0,49)	0,17 (0,06 - 0,69)
	CP ML ρ0	0,17 (0,12 - 0,25)	0,12 (0,08 - 0,20)	0,16 (0,10 - 0,26)	0,33 (0,25 - 0,63)	0,41 (0,12 - 0,71)	0,34 (0,14 - 0,65)
	Simetria de descarga de peso (%)	47 (44 - 50)	47 (39 - 55)	46 (39 - 54)	52 (47 - 58)	52 (47 - 56)	50 (46 - 54)
	Amplitude de oscilação Simetria de descarga de peso (%)	9 (7 - 10)	10 (7 - 16)	8 (7-13)	8 (3 - 11)	9 (6 - 12)	8 (7 - 12)
JOGO GOLEIRO	CP AP pmax	0,24 (0,22 - 0,46)	0,31 (0,26 - 0,45)	0,24 (0,22 - 0,37)	0,51 (0,46 - 0,63)	0,50 (0,33 - 0,63)	0,46 (0,37 - 0,65)
	Atraso CP AP pmax (s)	0,42 (0,34 - 1,00)	0,37 (0,33 - 0,80)	0,26 (0,14 - 0,51)	0,09 (0,03 - 0,34)	0,09 (0,04 - 0,38)	0,12 (0,02 - 0,19)
	CP AP ρ0	0,12 (0,06 - 0,28)	0,21 (0,20 - 0,42)	0,21 (0,11 - 0,31)	0,49 (0,28 - 0,62)	0,47 (0,21 - 0,62)	0,45 (0,31 - 0,63)
	CP ML pmax	0,33 (0,26 - 0,40)	0,41 (0,33 - 0,45)	0,32 (0,17 - 0,40)	0,56 (0,40 - 0,67)	0,52 (0,33 - 0,78)	0,48 (0,36 - 0,62)
	Atraso CP ML pmax (s)	0,51 (0,33 - 0,78)	0,43 (0,15 - 0,62)	0,37 (0,17 - 0,58)	0,19 (0,03 - 0,36)	0,10 (0,03 - 0,62)	0,13 (0,05 - 0,25)
	CP ML ρ0	0,23 (0,13 - 0,33)	0,30 (0,22 - 0,41)	0,13 (0,08 - 0,26)	0,51 (0,31 - 0,66)	0,44 (0,25 - 0,78)	0,42 (0,13 - 0,60)
	Simetria de descarga de peso (%)	51 (46 - 52)	50 (42 - 59)	48 (43 - 55)	52 (47 - 56)	53 (48 - 56)	49 (46 - 51)
	Amplitude de oscilação Simetria de descarga de peso (%)	11 (5 - 12)	9 (7 - 11)	9 (6 - 13)	6 (2 - 12)	6 (3 - 14)	6 (3 - 13)
JOGO ESQUI	CP AP pmax	0,28 (0,23 - 0,42)	0,34 (0,24 - 0,39)	0,32 (0,14 - 0,46)	0,38 (0,23 - 0,64)	0,43 (0,35 - 0,56)	0,39 (0,33 - 0,60)
	Atraso CP AP pmax (s)	0,52 (0,32 - 0,68)	0,64 (0,47 - 0,78)	0,61 (0,48 - 0,75)	0,45 (0,17 - 0,60)	0,25 (0,10 - 0,69)	0,25 (0,02 - 0,67)
	CP AP ρ0	0,19 (0,05 - 0,35)	0,27 (0,16 - 0,32)	0,23 (0,10 - 0,43)	0,30 (0,14 - 0,62)	0,39 (0,26 - 0,55)	0,37 (0,28 - 0,57)
	CP ML pmax	0,40 (0,22 - 0,58)	0,49 (0,32 - 0,68)	0,47 (0,40 - 0,53)	0,44 (0,36 - 0,62)	0,50 (0,36 - 0,68)	0,52 (0,31 - 0,60)
	Atraso CP ML pmax (s)	0,47 (0,04 - 0,97)	0,28 (0,08 - 0,62)	0,80 (0,29 - 0,89)	0,58 (0,20 - 0,97)	0,48 (0,38 - 0,92)	0,65 (0,42 - 0,87)
	CP ML ρ0	0,36 (0,16 - 0,56)	0,48 (0,28 - 0,66)	0,38 (0,30 - 0,47)	0,39 (0,21 - 0,45)	0,37 (0,21 - 0,66)	0,36 (0,25 - 0,55)
	Simetria de descarga de peso (%)	45 (34 - 48)	42 (36 - 51)	43 (32 - 52)	51 (45 - 56)	52 (47 - 59)	49 (46 - 52)
	Amplitude de oscilação Simetria de descarga de peso (%)	12 (6 - 19)	8 (4 - 24)	9 (3 - 23)	12 (8 - 16)	8 (6 - 15)	8 (4 - 20)

Fonte: a autora, 2018.

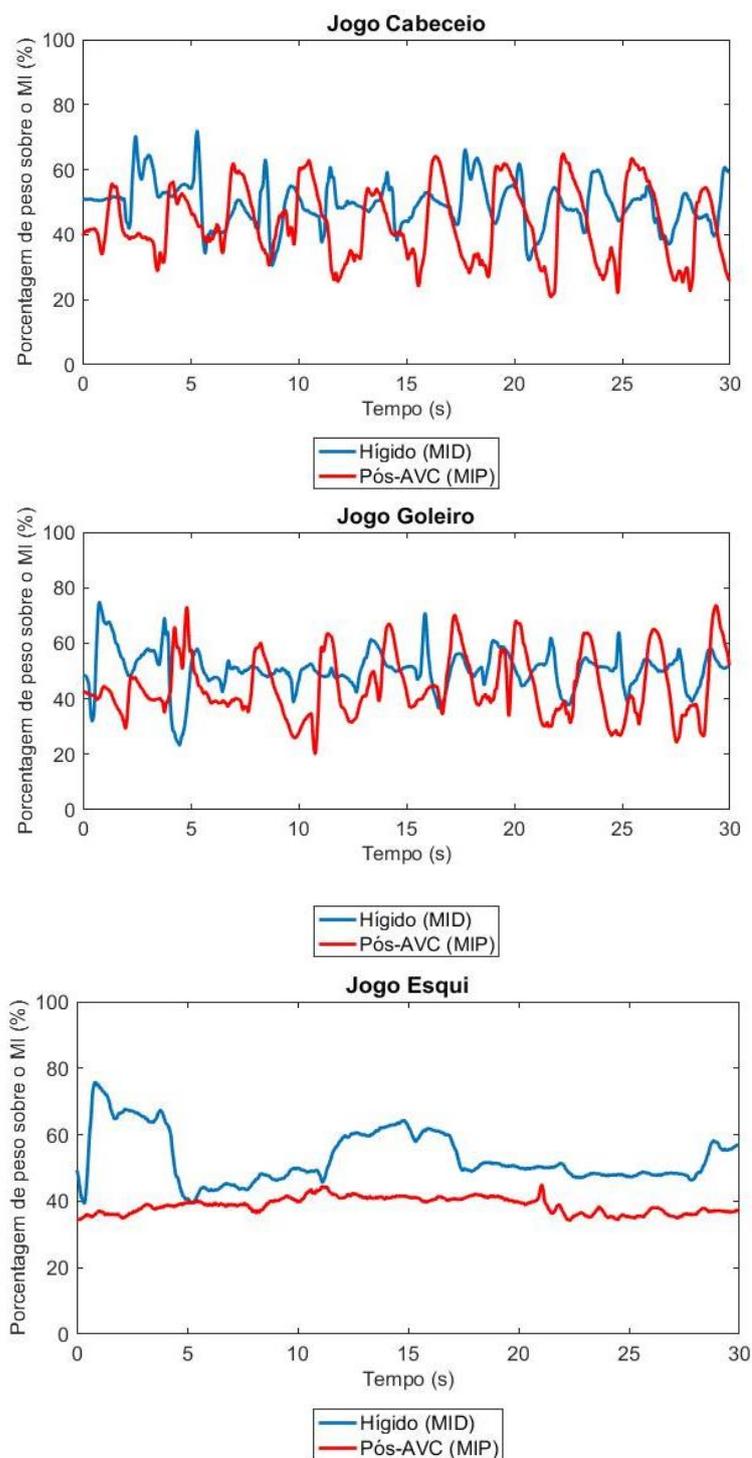
4.3.2 Simetria de descarga de peso

Na postura ereta quieta os indivíduos pós-AVC apresentaram simetria de descarga de peso mediana de 46 (42-52) %, já os indivíduos hígidos 51 (48-55) %.

Na Figura 13 estão apresentados os gráficos de simetria de descarga de peso durante os três jogos de um indivíduo pós-AVC (masculino, 63 anos, hemiparético à esquerda) e um indivíduo hígido (masculino, 67 anos, lado dominante à direita). Durante a execução dos jogos os indivíduos deveriam realizar transferências de peso

entre os MMII. Com base nessas figuras é possível observar que as amplitudes das transferências de peso foram maiores para os indivíduos pós-AVC e apresentaram maior assimetria em descarregar peso entre o MMII que o grupo de hígidos.

Figura 13 - Gráficos das comparações entre as simetrias de descarga de peso de ambos os grupos durante os jogos.



Fonte: a autora, 2018.

Nota: MIP (membro inferior parético); MID (membro inferior dominante).

5 DISCUSSÃO

A discussão será apresentada conforme os objetivos específicos.

5.2 INDICADORES POSTURAIIS NA POSTURA ERETA QUIETA

Essa sessão contempla a discussão dos resultados obtidos a partir dos objetivos específicos I e II.

5.2.1 Sincronização dos CPs

Quanto à comparação entre as populações de hígidos e pós-AVC, apenas o Atraso de CP AP ρ_{max} na posição padronizada não apresentou diferença entre os grupos. Observou-se que os valores de sincronização entre os CPs foram menores para os indivíduos pós-AVC em comparação com os hígidos, em ambas as direções, de acordo com o que seria esperado considerando a presença de hemiparesia. No artigo de Mansfield et al. (2011), os valores de sincronização de indivíduos pós-AVC foram apenas diferentes dos hígidos na direção ML. No entanto, algumas diferenças metodológicas devem ser consideradas na comparação dos resultados. Um deles é o fato de que o presente estudo foram utilizados valores médios de três repetições, que melhor caracteriza o comportamento das medidas, dada a variação relativamente alta entre os ensaios (intra-sujeito) no grupo do AVC.

O deslocamento do CP em resposta a perturbações internas e externas do corpo é controlado periféricamente pela atividade muscular. Embora não seja possível isolar os grupos musculares responsável pelo movimento em cada direção, observa-se uma maior influência dos plantiflexores e dorsiflexores na direção AP e dos inversores e eversores de tornozelo e abdutores e adutores de quadril na direção ML (MOCHIZUKI; IVANOVA; GARLAND, 2005; WINTER, 1995) . Portanto, a presença de espasticidade, comumente observada em plantiflexores e adutores de quadril, pode afetar a sincronização entre os membros inferiores (SINGER et al., 2013).

Para os indivíduos hígidos, espera-se que o pico de correlação cruzada entre as trajetórias dos CPs e, conseqüentemente, entre as ações musculares, ocorram sem atraso temporal, o que, de fato, é observado nos valores de Atraso AP e ML ρ_{max} da Tabela 4. Atrasos entre as sincronizações foram encontrados para os indivíduos pós-AVC, em ambas as direções, evidenciando um atraso temporal na sincronização da ativação muscular.

O menor atraso gerado entre a sincronização dos CPs na direção ML na condição padronizada para o grupo pós-AVC indica um menor atraso temporal nas ações dos dois membros inferiores nesta posição. Provavelmente, esse atraso menor deve-se à maior atenção que o indivíduo teve para investir na tarefa proposta nessa posição, já que não era natural. Especula-se que os *inputs* proprioceptivos da articulação do tornozelo podem ser mais relevantes na posição padronizada, o que, combinado com o medo de cair, faz o indivíduo prestar mais atenção na tarefa e de acordo com a literatura (BROWN; SLEIK; WINDER, 2002), pessoas que sofreram um AVC precisam prestar mais atenção às tarefas de na postura ereta quieta do que normalmente é exigido por indivíduos saudáveis.

Na comparação entre as duas posições, nenhuma diferença foi observada no grupo de hígidos, uma vez que, manter a posição vertical é uma tarefa simples e não exige altos níveis de atenção nesta população, acredita-se que a posição confortável adotada por esses indivíduos foi muito próxima da posição padronizada, já que esta última foi calculada como a posição preferida média de indivíduos saudáveis (MCILROY; MAKI, 1997).

5.2.2 Sincronização das FRSs

Com base nos resultados, é possível observar que as FRS de um pé sempre são contrárias à do pé contralateral, mecanismo que está relacionado às leis mecânicas que regem o equilíbrio. Uma vez que, para manter-se em equilíbrio as somatórias das forças e momentos de reação do solo devem ser zero (DUARTE; FREITAS, 2010), como o corpo apresenta-se em 'constante desequilíbrio', seja por perturbações externas e/ou internas, as somatórias das FRS não são zero, porém, devem tender à esse valor.

Os valores de sincronização das FRS apresentaram-se baixos ($< 0,60$) ou moderados (entre $0,60$ à $0,80$) com atraso temporal para ambos os grupos na direção AP. Ao observar os gráficos de deslocamento das FRS (Figura 12) é possível observar que a trajetória apresenta componentes de baixas e altas frequências. Nesse trabalho, ao realizar o cálculo de sincronização foram utilizadas as duas componentes e, esse pode ser o motivo de não se ter observado correlação entre os lados. Há indícios de que existe sincronização das componentes de baixa frequência. De fato, Zatsiorsky e Duarte (1999) observaram que o CP possui duas componentes, uma de baixa frequência, chamada *rambling*, e uma componente de alta frequência, chamada

trembling. Os autores realizaram a decomposição dos sinais em diferentes frequências e observaram que o primeiro é o movimento de um ponto de referência móvel com relação ao qual o movimento é mantido, e o segundo é a oscilação do corpo ao redor de um ponto de referência pré-selecionado (ZATSIORSKY; DUARTE, 1999, 2000). Possivelmente, as FRS também apresentam esse comportamento. Porém, ainda é preciso sua investigação e nela pretende-se isolar essas componentes e decompô-las em diferentes frequências.

Para se manter em pé são necessárias ativações adequadas de grupos musculares responsáveis pela manutenção da postura bípede e sabe-se que as FRS são decorrentes dessas ações musculares e do peso corporal transmitido através dos pés. Com base no surgimento das componentes de alta e baixa frequência encontradas nesse estudo é possível que as componentes de alta frequência estejam envolvidas com a atividade intermitente de recrutamento do músculo gastrocnêmio medial (ELIAS; WATANABE; KOHN, 2014), já as componentes de baixa frequência podem estar envolvidas com a ativação dos músculos posturais, em especial o músculo sóleo, que de acordo com a literatura (ELIAS; WATANABE; KOHN, 2014) durante a postura ereta fica continuamente ativo, mantendo um torque basal. Além, da presença da espasticidade comumente presente em plantiflexores.

5.2.3 Simetria de descarga de peso

No que diz respeito à simetria de descarga de peso, os indivíduos pós-AVC foram mais assimétricos do que os hígidos, o que refletem em uma menor contribuição do MINP no controle postural. Essa assimetria, de acordo com Genthon et al. (2008), é considerada uma estratégia para compensar os déficits do MIP na manutenção do equilíbrio. Embora a simetria tenha sido bem explorada por outros autores (MANSFIELD et al., 2011; MARTELLO et al., 2017), nenhum estudo investigou a influência do posicionamento do pé nesse indicador em indivíduos pós-AVC. No presente estudo, verificou-se que os indivíduos pós-AVC apresentaram uma maior assimetria na posição padronizada, que pode ser justificada como uma tentativa de compensar a menor contribuição do MIP no controle postural ao realizar uma maior descarga de peso sobre o outro MI (GENTHON et al., 2008). Possivelmente é mais seguro para eles utilizarem mais o MINP na manutenção do equilíbrio por fornecer uma maior segurança em uma postura desafiadora na qual não estão acostumados a permanecer.

Ao analisar a simetria de descarga de peso entre os MMII dos hígidos, houve uma ligeira assimetria, o que pode estar relacionado ao domínio, força muscular ou aleatoriedade ao carregar e descarregar o peso corporal em cada membro. Em um estudo (PRADO; STOFFREGEN; DUARTE, 2007), com idosos e jovens adultos, que permaneceram em pé durante 30 minutos assistindo à televisão, demonstrou-se que os indivíduos transferem-se constantemente de um membro para outro. No entanto, devido ao pequeno número de repetições (3 por cada condição) e tempo dos ensaios (60 s), os indivíduos continuaram a carregar mais um dos membros.

5.2.4 Torque vertical

O TV já foi explorado em diferentes situações como, por exemplo, na avaliação dos ângulos de rotação dos pés durante a marcha (ALMOSNINO; KAJAKS; COSTIGAN, 2009), em avaliações de corredores (HOLDEN; CAVANAGH, 1991; MILNER; DAVIS; HAMILL, 2006), nos estudos dos ajustes posturais antecipatórios (APAs) (BLEUSE et al., 2005; SHIRATORI; ARUIN, 2004) e também para avaliar a instabilidade de tronco de indivíduos com escoliose (DALLEAU et al., 2007; KRAMERS-DE QUERVAIN et al., 2004). A análise desse indicador permite explorar as informações ao redor eixo vertical, permitindo conhecer o comportamento de tronco e possíveis instabilidades desse segmento corporal (DALLEAU et al., 2007).

Até nosso conhecimento, o presente estudo é o primeiro em que esse indicador é explorado na população pós-AVC. Por isso, a análise aqui foi limitada aos descritores média e desvio-padrão, que permitem uma primeira caracterização dos sinais.

Apesar das médias de TV serem maiores para o GP-AVC em relação ao GPH, não houve diferença entre grupos. Ao contrário da amplitude de oscilação em torno da média que foi muito maior para grupo pós-AVC. Com base nisso, é possível que esses indivíduos necessitem de um torque maior de rotação em torno do eixo vertical para se manterem estáveis. Em uma investigação com indivíduos com escoliose, Dalleau et al. (2007) relaciona a variabilidade e os valores maiores de TV com controle assimétrico de tronco. Esse controle assimétrico do tronco também está presente na população pós-AVC, o qual pode estar relacionado a dificuldade dos indivíduos em controlar esse segmento corporal, seja pela paresia e/ou pela espasticidade que afetam o tronco após um episódio de AVC.

Outra análise que pode ser realizada com os valores de TV seria a dos APAs, uma vez que, na postura ereta quieta, embora não se tenha o membro superior em flexão como no estudo de Bleuse et al., (2005) ou Shiratori e Aruin (2004) um dos membros superiores do indivíduo pós-AVC apresenta-se em um padrão sinérgico misto de membro superior, e o lado contralateral à esse padrão encontra-se livre ao longo do corpo. Para fazer as análises dos APAs seria interessante assumir que o membro superior não parético seja o membro ativo para avaliar a rotação do tronco. Sendo assim, os hemiparéticos à direita deveriam apresentar um TV positivo e os hemiparéticos à esquerda um TV negativo. Em um estudo (FERNANDES et al., 2017) que investigou a importância de cada hemisfério cerebral na manutenção do controle postural em indivíduos pós-AVC com base na lesão hemisférica, sugeriu-se que danos no hemisfério direito (hemiparesia à esquerda) levam a respostas posturais mais pobres e que esse hemisfério apresenta superioridade funcional nas funções de processamento relevantes para o controle do equilíbrio, levando à maior influência na estabilização e recuperação do equilíbrio vertical. Futuramente, pretende-se realizar a análise do TV com uma amostra balanceada de hemiparéticos à direita e à esquerda.

O posicionamento dos pés não foi sensível para esses indicadores, o que faz com que o mesmo possa ser explorado em diferentes condições como, por exemplo, em tarefas dinâmicas onde não é possível controlar o posicionamento dos mesmos.

5.3 LIMITAÇÕES DA PESQUISA

Como já relatado na literatura (FERNANDES et al., 2017), o hemisfério direito apresenta superioridade funcional no controle do equilíbrio, então uma análise separando os hemiparéticos conforme o lado da hemiparesia (direita ou esquerda) seria interessante, vale ressaltar que nesse estudo, grande parte dos voluntários apresentaram hemiparesia à direita (14 voluntários), ou seja, a amostra foi desbalanceada.

O posicionamento dos pés na posição confortável foi controlado por meio do desenho em papel *kraft*, onde era possível replicar a posição nas 3 repetições de forma idêntica de posicionamento. Pretende-se futuramente, analisar os ângulos entre os eixos longitudinais dos pés e as distâncias entre os centros do calcânhares a fim de obter parâmetros sobre a existência ou não de uma preferência por parte dos indivíduos pós-AVC em posicionar seus pés.

5.4 INDICADORES POSTURAIIS DURANTE A EXECUÇÃO DE *SERIOUS GAMES*

Essa seção contempla a discussão dos resultados obtidos a partir do objetivo específico III.

5.4.1 Sincronização dos CPs

Para o grupo de voluntários que participou do estudo no LaMH foi observado que, na postura ereta quieta o comportamento da sincronização entre os CPs foi semelhante a aquele observado no estudo realizado no CHR (seção 4.2.1).

Nas tarefas dinâmicas, ou seja, durante os jogos, houve baixa a moderada sincronização entre os CPs para ambos os grupos. Na literatura esses indicadores só foram explorados em indivíduos saudáveis em tarefas dinâmicas envolvendo perturbações (HABIB PEREZ; SINGER; MOCHIZUKI, 2016) onde os autores perceberam que ao tornar as perturbações mais imprevisíveis e com maior magnitude os valores de sincronização diminuam. No presente estudo, o equilíbrio dos indivíduos foi desafiado pela tarefa de jogo, onde bolas eram lançadas de formas aleatórias, ou seja, o indivíduos não sabia para qual lado deveria ir antes da bola vir em sua direção. O mesmo vale para o jogo Esqui onde o mesmo só sabia a posição do obstáculo quando já estava próximo do mesmo. Trata-se então, de uma perturbação auto induzida, onde o estímulo visual levou o indivíduo à causar em si mesmo um desequilíbrio. A baixa sincronização entre os CPs encontradas nesse estudo pode estar relacionada aos mesmos mecanismos de respostas perante as perturbações encontradas por Habib Perez et al., (2016), uma vez que, não se sabia qual seria a direção a seguir, embora o nível de dificuldade não tenha aumentado.

Durante a sincronização entre os CPs na postura ereta quieta espera-se que exista um acoplamento forte entre os CPs, uma vez que, essa é uma postura que não causa grandes desequilíbrios. Porém, quando o indivíduo sabe que vai sofrer algum tipo de perturbação ou algo que ele não seja capaz de prever, o mesmo, inconscientemente, reduz a sincronização entre os CPs como resposta antecipatória, ou seja, prepara-se para responder ao estímulo e conseqüentemente reduz o acoplamento entre os CPs (HABIB PEREZ; SINGER; MOCHIZUKI, 2016; KLOUS; MIKULIC; LATASH, 2012). Por exemplo, neste estudo, durante os 30 s de jogo o indivíduo sofria diversos estímulos e o mesmo não sabia qual seria a magnitude e direção desses, se ele estivesse com um maior acoplamento talvez não conseguisse

reagir com eficiência e uma sincronização alta poderia não ser a melhor estratégia para ser adotada. Pois de acordo com a literatura quanto menor é a demanda cognitiva maior é a sincronização entre os CPs (HABIB PEREZ; SINGER; MOCHIZUKI, 2016).

Sendo assim, o desacoplamento dos CPs durante a preparação dos movimentos permite o ajuste postural antecipatório e contribui para as reações de equilíbrio (HABIB PEREZ; SINGER; MOCHIZUKI, 2016; KLOUS; MIKULIC; LATASH, 2012), onde o indivíduo deve demandar mais atenção na resposta ao estímulo do que na sincronização entre os CPs.

Em resumo, o SNC inconscientemente reduz a sincronização para o indivíduo ter mais liberdade para responder aos estímulos e buscar reestabelecer o equilíbrio, por isso os valores continuaram baixos durante todo o jogo, porque os indivíduos sofriam estímulos constantemente durante os 30s de jogo.

Vale observar que, embora ambos os grupos tenham apresentado baixos valores de sincronização entre os CPs, o grupo pós-AVC apresentou valores inferiores aos hígidos. Assim, como na postura ereta quieta essa diferenciação entre as duas populações pode estar relacionada a limitada capacidade dos indivíduos em se manterem estáveis decorrente das alterações sensório-motoras já discutidas anteriormente. Especula-se que decorrente dessas alterações e associados ao medo de cair os valores tenham se apresentados inferiores. Ou seja, os indivíduos pós-AVC apresentam um desacoplamento entre os CPs naturalmente reduzidos para diferentes tipos de tarefas.

5.4.2 Simetria de descarga de peso

Com bases nos resultados encontrados, as transferências de peso sobre o MIP dos indivíduos pós-AVC foram maiores durante o jogo ao comparar com a postura ereta quieta desses mesmos indivíduos. Isso era esperado, pois as propostas dos jogos tinham como objetivo que os indivíduos hemiparéticos transferissem maior peso sobre esse membro durante a execução dos jogos. Para isso antes de iniciar os jogos era possível selecionar o lado à ser estimulado em maior demanda, ou seja, mais bolas foram lançadas para o lado da hemiparesia do sujeito. Já para os hígidos, bolas foram lançadas para ambos os lados, sem a escolha de uma preferência, e por isso é possível observar um valor médio próximo da simetria para todos os jogos, onde os mesmos não necessitaram de grandes amplitudes para acertar os alvos do jogo. Isso

por estar relacionado com o grande número de possibilidades que estes indivíduos possuem para responder perante estímulos, ou seja, possuem uma abundância motora para realizar os movimentos de formas diferentes e retornar ao seu equilíbrio sem necessitar de grandes amplitudes de transferências de peso.

Para os indivíduos pós-AVC, maiores amplitudes de oscilação em torno da média da simetria de descarga de peso durante os jogos demonstraram que os mesmos realizaram mais transferências de peso entre os MMII e de acordo com a literatura, porém com outros tipos de perturbações, esses podem se beneficiar com tomadas de peso sobre esse membro (DE KAM et al., 2017). Porém, é importante relatar que, ao iniciar o jogo o mesmo apresentava uma assimetria de descarga de peso e ao ver as bolas/bandeiras o mesmo transferia maior peso sobre o MIP e após atingir o alvo/obstáculo, o indivíduo retornava para sua posição de assimetria (Figura 13). Isso pode estar relacionado ao fato que, durante os jogos a assimetria em tomar peso sobre o MINP foi compreendida como uma estratégia de manutenção do equilíbrio, onde é necessário que o MI com maiores capacidades em responder aos estímulos assuma o controle e permita reconhecer e realizar os ajustes posturais adequados para reverter o desequilíbrio e também porque é muito mais seguro para o indivíduo descarregar mais peso sobre esse membro e aguardar o próximo estímulo.

Pretende-se, com base nesses resultados, a criação de novos SG nos quais os indivíduos devam permanecer por mais tempo sobre o MIP enquanto jogam. Como por exemplo, simulando uma pista de corrida de carros, onde os indivíduos tenham que descarregar peso sobre o MIP para conseguir realizar curvar com os carros.

5.5 LIMITAÇÕES DA PESQUISA

Ao escolher o lado à ser estimulado durante os jogos, para os indivíduos pós-AVC selecionou-se o lado da hemiparesia. Porém, para os hígidos ambos os lados foram selecionados, o que pode ter levado à um possível viés de pesquisa. Pretende-se assim, explorar os jogos levando em consideração o lado dominantes dos hígidos, a fim de existir somente uma variável de interesse e que seja modificada.

Outra limitação, é randomização das bolas durante os jogos, uma vez que são diferentes entre cada repetição dos jogos e a análise dos dados foi realizada com base na média das 3 tentativas de cada jogo. Futuramente, a análise será realizada repetição à repetição.

6 CONCLUSÃO

Para a postura ereta quieta, os valores de sincronização dos CPs e simetria de descarga de peso foram baixos e assimétricos, respectivamente, para o grupo de indivíduos pós-AVC o que indica reduzida coordenação entre os MMII e maior contribuição do MINP no controle postural.

As FRS AP e ML forneceram informações sobre os mecanismos relacionados às leis mecânicas que regem o equilíbrio, porém, a sincronização dessas forças ainda não estão claras, pois as mesmas apresentam baixos valores de sincronização na direção AP e necessitam de uma exploração levando em consideração as componentes de alta e baixa frequência encontradas durante a postura ereta quieta. Já a amplitude de oscilação em torno da média do TV, indicou maior instabilidade de tronco nos indivíduos pós-AVC.

Nenhum dos indicadores posturais foram influenciados pelo posicionamento dos pés para o grupo de hígidos. No grupo pós-AVC, apenas o Atraso CP ML ρ_{max} e simetria de descarga de peso foram sensíveis ao posicionamento dos mesmos. No caso de Atraso CP ML ρ_{max} , o melhor desempenho foi observado em posição padronizada, enquanto que para a simetria de descarga de peso, foi a livre. Ambos os resultados podem ser atribuídos ao fato de que o posicionamento padronizado é mais desafiador para os indivíduos pós-AVC. Em resumo, a maioria das medidas analisadas não foram sensíveis à posição dos pés, o que facilita sua aplicação em protocolos experimentais, indicando que o posicionamento dos pés não precisa ser uma preocupação, ao investigar essas medidas particulares.

Durante a execução dos *Serious Games* a sincronização entre os CPs foi baixa para ambos os grupos indicando uma estratégia de controle postural na qual se reduz a sincronização para responder de forma mais adequada à um estímulo. Já para a simetria de descarga de peso, os indivíduos pós-AVC utilizaram de uma assimetria nas as transferências de peso entre os MMII para recuperar o equilíbrio perante os estímulos induzidos.

REFERÊNCIAS

ALMOSNINO, S.; KAJAKS, T.; COSTIGAN, P. A. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. **Sports medicine, arthroscopy, rehabilitation, therapy & technology : SMARTT**, v. 1, p. 19, 2009.

AMTI. Amti Force Platform Calculations. n. c, p. 1991, 1991.

BAMBIRRA, C.; MAGALHAES, L.; RODRIGUES-DE-PAULA, F. Reliability and validity of the BESTest and MiniBESTest in chronic hemiparesis. **Revista Neurociências**, v. 23, n. 01, p. 30–40, 2015.

BAO, X. et al. Mechanism of Kinect-based virtual reality training for motor functional recovery of upper limbs after subacute stroke. **Neural Regeneration Research**, v. 8, n. 31, p. 2904–2913, 2013.

BENSENOR, I. M. et al. Prevalence of stroke and associated disability in Brazil: National Health Survey - 2013. **Arquivos de neuro-psiquiatria**, v. 73, n. 9, p. 746–50, 2015.

BETKER, A. L. et al. Video Game-Based Exercises for Balance Rehabilitation: A Single-Subject Design. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, n. 8, p. 1141–1149, 2006.

BLACKBURN, M.; VAN VLIET, P.; MOCKETT, S. People With Stroke Modified Ashworth Scale in the Lower Extremities of Reliability of Measurements Obtained With the. **Phys Ther**, v. 82, n. 1, p. 25–34, 2002.

BLEUSE, S. et al. Vertical torque allows recording of anticipatory postural adjustments associated with slow, arm-raising movements. **Clinical Biomechanics**, v. 20, n. 7, p. 693–699, 2005.

BOHANNON, R. W.; LEARY, K. M. Rehabilitation. n. November, p. 994–996, 1995.

BOHANNON, R. W.; SMITH, M. B. Inter rater reliability of a modified Ashworth Scale of muscle spasticity. **Phys Ther**, v. 67, p. 206–207, 1987.

BONNET, C. T. Broad stance conditions change postural control and postural sway. **Journal of Motor Behavior**, v. 44, n. 2, p. 125–131, 2012.

BOUISSET, S.; ZATTARA, M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement. v. 20, n. 8, p. 735–742, 1987.

BRASIL, M. D. S. **Diretrizes de Atenção à Reabilitação da Pessoa com com Acidente Vascular Cerebral Diretrizes**. [s.l: s.n.].

BROWN, L. A.; SLEIK, R. J.; WINDER, T. R. Attentional demands for static postural control after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 12, p. 1732–1735, 2002.

BRUNETTO, A F.; PAULIN, E.; YAMAGUTI, E. Comparação Entre a Escala De Borg Modificada E a Escala De Borg Modificada Análogo Visual Aplicadas Em Pacientes Com Dispnéia. **Rev. bras. fisioter**, v. 6, n. 1, p. 41–45, 2002.

CAMARGOS, F. F. O. et al. Adaptação transcultural e avaliação das propriedades psicométricas da Falls Efficacy Scale - International em idosos brasileiros (FES-I-BRASIL). **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 237–243, 2010.

CAMPBELL, F. M. et al. Head and Pelvic Movements During a Dynamic Reaching Task in Sitting : Implications for Physical Therapists. 2001.

CESÁRIO, C.; PENASSO, P.; OLIVEIRA, A. P. Impacto da disfunção motora na qualidade de vida em pacientes com Acidente Vascular Encefálico. **Revista Neurociências**, v. 14, n. 1, p. 6–9, 2006.

CHEN, C.-L. et al. Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. **American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists**, v. 82, n. 12, p. 925–935, 2003.

CHIEN, C. W. et al. A Comparison of Psychometric Properties of the Smart Balance Master System and the Postural Assessment Scale for Stroke in People Who Have Had Mild Stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 3, p. 374–380, 2007.

CHO, K. H.; LEE, K. J.; SONG, C. H. Virtual-Reality Balance Training with a Video-Game System Improves Dynamic Balance in Chronic Stroke Patients. **The Tohoku Journal of Experimental Medicine**, v. 228, n. 1, p. 69–74, 2012.

DALLEAU, G. et al. Free moment contribution to quiet standing in able-bodied and scoliotic girls. **European Spine Journal**, v. 16, n. 10, p. 1593–1599, 2007.

DE HAART, M. et al. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: A rehabilitation cohort study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, n. 6, p. 886–895, 2004.

DE KAM, D. et al. The effect of weight-bearing asymmetry on dynamic postural stability in people with chronic stroke. **Gait and Posture**, v. 53, p. 5–10, 2017.

DE ROOIJ, I. J. M.; VAN DE PORT, I. G. L.; MEIJER, J.-W. G. Effect of Virtual Reality Training on Balance and Gait Ability in Patients With Stroke: Systematic Review and Meta-Analysis. **Physical Therapy**, v. 96, n. 12, p. 1905–1918, 2016.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183–192, 2010.

ELIAS, L. A.; WATANABE, R. N.; KOHN, A. F. Spinal Mechanisms May Provide a Combination of Intermittent and Continuous Control of Human Posture: Predictions from a Biologically Based Neuromusculoskeletal Model. **PLoS Computational Biology**, v. 10, n. 11, 2014.

FAUL, F. et al. G*Power: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behavior Research Methods**, v. 39, n. 2, p. 175–191, 2007.

FERNANDES, C. A. et al. Right cerebral hemisphere specialization for quiet and perturbed body balance control: Evidence from unilateral stroke. **Human Movement Science**, n. April, p. 0–1, 2017.

FLANSBJER, U. B.; BLOM, J.; BROGÅRDH, C. The Reproducibility of Berg Balance Scale and the Single-Leg Stance in Chronic Stroke and the Relationship Between the Two Tests. **PM and R**, v. 4, n. 3, p. 165–170, 2012.

FLEISS, J. L. **The Design and Analysis of Clinical Experiments**. [s.l.: s.n.].

FONSECA, E. P.; SILVA, N. M. R.; PINTO, E. B. Therapeutic Effect of Virtual Reality on Post-Stroke Patients: Randomized Clinical Trial. **Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases**, p. 23–27, 2016.

GASQ, D. et al. Between-day reliability of centre of pressure measures for balance assessment in hemiplegic stroke patients. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, p. 39, 2014.

GATICA-ROJAS, V.; MÉNDEZ-REBOLLEDO, G. **Virtual reality interface devices in the reorganization of neural networks in the brain of patients with neurological diseases** *Neural Regeneration Research*, 2014.

GENTHON, N. et al. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. **Stroke**, v. 39, n. 6, p. 1793–9, jun. 2008.

GEURTS, A. C. H. et al. A review of standing balance recovery from stroke. **Gait and Posture**, v. 22, n. 3, p. 267–281, 2005.

HABIB PEREZ, O.; SINGER, J. C.; MOCHIZUKI, G. The effects of predictability on inter-limb postural synchronization prior to bouts of postural instability. **Gait and Posture**, v. 46, p. 167–172, 2016.

HAMPTON, S. et al. Quantification of perceived exertion during isometric force production using Borg scale in healthy individuals and in chronic stroke patients. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 21, n. 1, p. 33–39, 2014.

HOLDEN, J. P.; CAVANAGH, P. R. The free moment of ground reaction in distance running and its changes with pronation. **Journal of Biomechanics**, v. 24, n. 10, p. 887–897, 1991.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, v. 35, n. SUPPL.2, p. 7–11, 2006.

HSIAO, H. Y. et al. Control of lateral weight transfer is associated with walking speed in individuals post-stroke. **Journal of Biomechanics**, v. 60, p. 72–78, 2017.

- ISHO, T.; USUDA, S. Association of trunk control with mobility performance and accelerometry-based gait characteristics in hemiparetic patients with subacute stroke. **Gait and Posture**, v. 44, p. 89–93, 2016.
- KIM, J. H. et al. Use of virtual reality to enhance balance and ambulation in chronic stroke: a double-blind, randomized controlled study. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 88, n. 9, p. 693–701, 2009.
- KIM, J.-H.; SUK-MIN LEE; JEON, S.-H. Correlations among trunk impairment, functional performance, and muscle activity during forward reaching tasks in patients with chronic stroke. **Journal of physical therapy science**, v. 27, n. 9, p. 2955–8, 2015.
- KLOUS, M.; MIKULIC, P.; LATASH, M. L. Early postural adjustments in preparation to whole-body voluntary sway. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 22, n. 1, p. 110–116, 2012.
- KRAMERS-DE QUERVAIN, I. A et al. Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. **Eur Spine J**, v. 13, p. 449–456, 2004.
- LASKOS, L. V. Propostas de um programa de intervenção fisioterapêutica para a recuperação do controle postural de indivíduos pós Acidente Vascular Encefálico. **Programa de Pós Graduação em Tecnologia em Saúde**, v. Mestrado, n. Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 2014.
- LEE, G. Effects of training using video games on the muscle strength, muscle tone, and activities of daily living of chronic stroke patients. **Journal of physical therapy science**, v. 25, n. 5, p. 595–7, 2013.
- LEE, K.-H. Effects of a virtual reality-based exercise program on functional recovery in stroke patients: part 1. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 27, n. 6, p. 1637–1640, 2015.
- LEE, M.-M.; SHIN, D.-C.; SONG, C.-H. Canoe game-based virtual reality training to improve trunk postural stability, balance, and upper limb motor function in subacute stroke patients: a randomized controlled pilot study. **Journal of physical therapy science**, v. 28, n. 7, p. 2019–24, 2016.
- MAIA, A. C. et al. Cross-cultural adaptation and analysis of the psychometric properties of the balance evaluation systems test and MiniBESTest in the elderly and individuals with Parkinson's disease: Application of the Rasch model. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 17, n. 3, p. 195–217, 2013.
- MANSFIELD, A. et al. Between-limb synchronization for control of standing balance in individuals with stroke. **Clinical Biomechanics**, v. 26, n. 3, p. 312–317, 2011.
- MANSFIELD, A. et al. Clinical Correlates of Between-Limb Synchronization of Standing Balance Control and Falls During Inpatient Stroke Rehabilitation. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 26, n. 6, p. 627–635, 2012.

MARTEL, M. R. F.; COLUSSI, E. L.; MARCHI, A. C. B. DE. Efeitos da intervenção com game na atenção e na independência funcional em idosos após acidente vascular encefálico. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 23, n. 1, p. 52–58, 2016.

MARTELLO, S. K. **Repetibilidade e mínima mudança detectável de variáveis posturográficas e sua aplicação na avaliação de um treino de marcha para indivíduos pós AVE**. [s.l.] Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 2015.

MARTELLO, S. K. et al. Reliability and minimal detectable change of between-limb synchronization, weight-bearing symmetry, and amplitude of postural sway in individuals with stroke. **Research on Biomedical Engineering**, v. 33, n. 2, p. 113–120, 2017.

MCEWEN, D. et al. Virtual reality exercise improves mobility after stroke: An inpatient randomized controlled trial. **Stroke**, v. 45, n. 6, p. 1853–1855, 2014.

MCILROY, W. E.; MAKI, B. E. Preferred placement of the feet during quiet stance: Development of a standardized foot placement for balance testing. **Clinical Biomechanics**, v. 12, n. 1, p. 66–70, 1997.

MEHDIKHANI, M. et al. The effect of feet position on standing balance in patients with diabetes. **Journal of Engineering in Medicine**, v. 228, n. August, p. 819–823, 2014.

MILNER, C. E.; DAVIS, I. S.; HAMILL, J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 15, p. 2819–2825, 2006.

MIYAMOTO, S. T. et al. Brazilian version of the Berg balance scale. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 37, n. 9, p. 1411–1421, 2004.

MOCHIZUKI, G. Synchronization of Motor Units in Human Soleus Muscle During Standing Postural Tasks. **Journal of Neurophysiology**, v. 94, n. 1, p. 62–69, 2005.

MOCHIZUKI, G. et al. Low-frequency common modulation of soleus motor unit discharge is enhanced during postural control in humans. **Experimental Brain Research**, v. 175, n. 4, p. 584–595, 2006.

MOCHIZUKI, G.; IVANOVA, T. D.; GARLAND, S. J. Synchronization of Motor Units in Human Soleus Muscle During Standing Postural Tasks. p. 62–69, 2005.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. As informações sensoriais para o controle postural. **Fisioterapia e Movimento**, v. 19, n. 2, p. 11–18, 2006.

NOROUZI-GHEIDARI, N. et al. Interactive virtual reality game-based rehabilitation for stroke patients. **2013 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)**, n. August, p. 220–221, 2013.

OMS. Manual STEPS de Acidentes Vasculares Cerebrais da OMS: enfoque passo a passo para a vigilância de acidentes vasculares cerebrais. **Genebra, Organização Mundial da Saúde**, p. 1–121, 2006.

PANDIAN, S.; ARYA, K. N. Stroke-related motor outcome measures: Do they quantify the neurophysiological aspects of upper extremity recovery? **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 18, n. 3, p. 412–423, 2014.

PAVÃO, S. L. et al. O ambiente virtual como interface na reabilitação pós-AVE : relato de caso. v. 26, n. 2, p. 455–462, 2013.

PRADO, J. M.; STOFFREGEN, T. A.; DUARTE, M. Postural sway during dual tasks in young and elderly adults. **Gerontology**, v. 53, n. 5, p. 274–281, 2007.

ROUGIER, P. R. How spreading the forefeet apart influences upright standing control. **Motor control**, v. 12, n. 4, p. 362–74, 2008.

RUHE, A.; FEJER, R.; WALKER, B. The test – retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. **Gait & Posture**, v. 32, p. 436–445, 2010.

SCHINKEL-IVY, A.; INNESS, E. L.; MANSFIELD, A. Relationships between fear of falling, balance confidence, and control of balance, gait, and reactive stepping in individuals with sub-acute stroke. **Gait and Posture**, v. 43, p. 154–159, 2016.

SHEFFLER, L. R.; CHAE, J. Hemiparetic Gait. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 26, n. 4, p. 611–623, 2015.

SHIRATORI, T.; ARUIN, A. S. Anticipatory postural adjustments associated with rotational perturbations while standing on fixed and free-rotating supports. **Clinical Neurophysiology**, v. 115, n. 4, p. 797–806, 2004.

SILVA, D. D. O. et al. Time performance and CoP displacement of hemiplegic subjects in a virtual reality game task : short and long-term effects of a training protocol. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 22, n. 3, p. 363–369, 2015.

SIM, J.; WRIGHT, C. C. The Kappa Statistic in Reliability Studies : Use , Interpretation , and. v. 85, n. 3, p. 257–268, 2005.

SINGER, J. C. et al. The effect of post-stroke lower-limb spasticity on the control of standing balance: Inter-limb spatial and temporal synchronisation of centres of pressure. **Clinical Biomechanics**, v. 28, n. 8, p. 921–926, 2013.

SULLIVAN, K. J. On “Modified constraint-induced therapy...” Page and Levine. *Phys Ther.* 2007;87:872 878. **Physical Therapy**, v. 87, n. 11, p. 1560–1560, 2007.

TERRANOVA, T. T. et al. Chronic cerebral vascular accident: rehabilitation. **Acta Fisiátrica**, v. 19, n. 2, p. 50–59, 2012.

TYSON, S. F. et al. Balance disability after stroke. **Physical therapy**, v. 86, n. 1, p. 30–38, 2006.

VAN VLIET, P. M.; WULF, G. Extrinsic feedback for motor learning after stroke: what is the evidence? **Disability and rehabilitation**, v. 28, n. 13-14, p. 831–840, 2006.

VICON MOTION SYSTEMS LTD. Bonita. 2015.

WEBSTER, D.; CELIK, O. Systematic review of Kinect applications in elderly care and stroke rehabilitation. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 11, p. 108, 2014.

WEERDESTEYN, V. et al. Falls in individuals with stroke. **The Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 45, n. 8, p. 1195, 2008.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait and Posture**, v. 3, p. 193–214, 1995.

WINTER, D. A. et al. Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. **Journal of Neurophysiology**, v. 80, n. 3, p. 1211–1221, 1998.

YOM, C.; CHO, H. Y.; LEE, B. H. Effects of virtual reality-based ankle exercise on the dynamic balance, muscle tone, and gait of stroke patients. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 27, n. 3, p. 845–849, 2015.

YONEYAMA, S. M. et al. Validação da versão brasileira da Escala de Avaliação Postural para Pacientes após Acidente Vascular Encefálico. **Acta Fisiátrica**, v. 15, n. 2, p. 96–100, 2008.

YOU, S. H. et al. Virtual reality-induced cortical reorganization and associated locomotor recovery in chronic stroke: An experimenter-blind randomized study. **Stroke**, v. 36, n. 6, p. 1166–1171, 2005.

ZATSIORSKY, V. M.; DUARTE, M. Instant Equilibrium Point and its Migration in Stading Taks: Rambling and Trembling Components of the Stabilogram. **Motor Control**, v. 3, 1999.

ZATSIORSKY, V. M.; DUARTE, M. Rambling and trembling in quiet standing. **Motor Control**, v. 4, n. 2, p. 185–200, 2000.

APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO CHR - HÍGIDOS

Eu, _____, estou sendo convidado a participar de um estudo intitulado “*Análise de respostas motoras a um jogo digital voltado à recuperação do controle postural de pessoas com AVC*”, cujo objetivo é identificar quais são as estratégias de controle postural adotadas durante a realização de um jogo de videogame por pessoas que tiveram AVC e compará-las com pessoas hígidos. Mas, para isso, é necessário conhecer o comportamento de indivíduos pós AVC em condições consideradas simples, como é o caso da postura ereta quieta. Este estudo se justifica por ser uma proposta inovadora onde, com base nas observações iniciais, os pesquisadores pretendem desenvolver um jogo específico para pessoas que tiveram AVC, visando a melhora do equilíbrio e da mobilidade dos pacientes.

Precisarei fornecer alguns dados sobre mim e, a partir disso, os pesquisadores tomarão a decisão sobre a continuidade da minha participação no estudo.

Eu, continuando no estudo, serei convidado a comparecer ao Laboratório de Análise de Movimento, localizado no Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier (CHR), Rua Quintino Bocaiuva, 329 - Cabral, Curitiba - PR, para a realização de algumas avaliações, sendo que todas ocorrerão no mesmo dia.

Em um primeiro momento, meu peso e altura serão verificados, depois vou executar uma série de tarefas como sentar e levantar, ficar na ponta dos pés, pegar um objeto no chão e tocar com um dos pés em um degrau alternadamente.

Pedirão também para que eu permaneça em pé, parado sobre uma superfície firme, por um minuto, olhando para um ponto fixo com os pés posicionados em duas maneiras diferentes: livre e fixa. Na configuração livre, irei deixar os pés conforme eu me sentir mais à vontade. Na configuração fixa, os calcanhares ficarão a 17 cm de distância e os pés formarão um ângulo de 14°. Irei também, realizar essas mesmas tarefas com os olhos vendados. Ao total repetirei as condições por 8 vezes.

Estou ciente de que, por participar dessa pesquisa, serei beneficiado ao passar por avaliações adicionais sobre meu estado de saúde, as quais não são corriqueiramente realizadas, como por exemplo, a avaliação do equilíbrio postural. Também, receberei informações sobre meu desempenho nas avaliações. Recebi, por outro lado, os esclarecimentos necessários sobre os possíveis desconfortos e riscos decorrentes do estudo, como por exemplo, dor, cansaço, desequilíbrios e risco

de cair. Fui informado, porém que fisioterapeutas profissionais serão os responsáveis por realizar todos os procedimentos e estarão sempre zelando por minha segurança. Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são Elisangela Ferretti Manffra (3271-1674), Tatiane Caroline Boumer (98837-5193), Gisele F. Devetak Casarotti (99981-6346).

É assegurada a mim, assistência durante toda a pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que eu queira saber antes, durante e depois da minha participação.

Tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e tendo compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico a receber ou a pagar por minha participação.

No entanto, caso eu tenha qualquer despesa decorrente da participação na pesquisa, haverá ressarcimento em dinheiro ou depósito em conta-corrente, dos valores por mim gastos. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da minha participação no estudo, serei devidamente indenizado, conforme determina a lei.

Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo devo ligar para o CEP PUCPR (41) 3271-2292 ou mandar um *email* para nep@pucpr.br

Curitiba, de de 2017.

Nome e assinatura do sujeito da pesquisa

Nome(s) e assinatura(s) do(s) pesquisador(es) responsável(responsáveis).

APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO CHR – AVC

Eu, _____, estou sendo convidado a participar de um estudo intitulado “*Análise de respostas motoras a um jogo digital voltado à recuperação do controle postural de pessoas com AVC*”, cujo objetivo é identificar quais são as estratégias de controle postural adotadas durante a realização de um jogo de videogame por pessoas que tiveram AVC e compará-las com pessoas hígdidos. Mas, para isso, é necessário conhecer o comportamento de indivíduos pós AVC em condições consideradas simples, como é o caso da postura ereta quieta. Este estudo se justifica por ser uma proposta inovadora onde, com base nas observações iniciais, os pesquisadores pretendem desenvolver um jogo específico para pessoas que tiveram AVC, visando a melhora do equilíbrio e da mobilidade dos pacientes.

Precisarei fornecer alguns dados sobre mim e a partir disso, os pesquisadores tomarão a decisão sobre a continuidade da minha participação no estudo.

Eu, continuando no estudo, serei convidado a comparecer ao Laboratório de Marcha localizado no Centro Hospitalar de Reabilitação Ana Carolina Moura Xavier (CHR), Quintino Bocaiuva, 329 - Cabral, Curitiba - PR, para a realização de algumas avaliações, sendo que todas ocorrerão no mesmo dia.

Em um primeiro momento, meu peso e altura serão verificados, depois vou executar uma série de tarefas como sentar e levantar, ficar na ponta dos pés, pegar um objeto no chão e tocar com um dos pés em degrau. Depois, irão movimentar os primeiros dedos dos meus pés e meus tornozelos e eu terei que responder algumas perguntas. Em um segundo momento, irão, movimentar minhas pernas.

Pedirão também para que eu permaneça em pé, parado sobre uma superfície firme, por um minuto, olhando para um ponto fixo com os pés em duas posições: livre e fixa. Na configuração livre, irei deixar os pés conforme eu me sentir mais à vontade. Na configuração fixa, os calcanhares ficarão a 17 cm de distância e os pés formarão um ângulo de 14°. Irei também, realizar as mesmas tarefas com os olhos vendados. Ao total repetirei as condições por 8 vezes.

Ao final da sessão de avaliação receberei orientações sobre atividades que poderei realizar em casa, cuidados com a minha saúde em geral, esclarecimentos de dúvidas sobre as sequelas do meu AVC e informações sobre como obter acesso aos serviços de reabilitação na cidade de Curitiba. Estou ciente de que, por participar

dessa pesquisa, serei beneficiado ao passar por avaliações adicionais sobre meu estado de saúde, como a avaliação do equilíbrio postural e espasticidade. Também, receberei orientações sobre minha saúde, cuidados gerais e meu desempenho nas avaliações. Recebi, por outro lado, os esclarecimentos necessários sobre os possíveis desconfortos e riscos decorrentes do estudo, como por exemplo, dor, cansaço, desequilíbrios e risco de cair. Fui informado, porém que fisioterapeutas profissionais serão os responsáveis por realizar todos os procedimentos e estarão sempre zelando por minha segurança.

Fui avisado de que posso me recusar a participar desse estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar. Fui informado de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, me identificar, será mantido em sigilo.

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são Elisangela Ferretti Manffra (3271-1674), Tatiane Caroline Boumer (8837-5193), Gisele F. Devetak Casarotti (9981-6346).

É assegurada a mim, assistência durante toda a pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que eu queira saber antes, durante e depois da minha participação.

Tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e tendo compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico a receber ou a pagar por minha participação.

No entanto, caso eu tenha qualquer despesa decorrente da participação na pesquisa, haverá ressarcimento em dinheiro ou depósito em conta-corrente, dos valores por mim gastos. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da minha participação no estudo, serei devidamente indenizado, conforme determina a lei. Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo devo ligar para o CEP PUCPR (41) 3271-2292 ou mandar um *email* para nep@pucpr.br

Curitiba, de de 2017.

Nome e assinatura do sujeito da pesquisa

Nome(s) e assinatura(s) do(s) pesquisador(es) responsável(responsáveis)

APÊNDICE C - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO LAMH – AVC

Eu, _____
, estou sendo convidado a participar de um estudo denominado “Análise de respostas motoras a um jogo digital voltado à recuperação do controle postural de pessoas com AVC”, cujo objetivo é identificar quais são as estratégias de controle postural adotadas por pessoas que tiveram AVC, durante a realização de um jogo de videogame. Este estudo se justifica pois é uma proposta inovadora onde, com base nas observações iniciais, os pesquisadores pretendem desenvolver um jogo específico para pessoas que tiveram AVC, visando a melhora do equilíbrio e da mobilidade dos participantes.

Precisarei fornecer alguns dados sobre mim e sobre a história da minha doença. A partir disso, os pesquisadores tomarão a decisão sobre a continuidade da minha participação no estudo.

Eu, continuando no estudo, serei convidado a comparecer ao Laboratório de Motricidade Humana (LAMH) localizado na Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC-PR), rua Av. Senador Salgado Filho, 578, Curitiba/PR, para a realização de algumas avaliações.

No total, farei seis visitas ao LAMH e poderei optar em participar por mais vezes, caso seja de minha vontade. Nessas visitas eu passarei pelas avaliações descritas a seguir:

Em um primeiro momento, meu peso e altura serão verificados, depois vou executar uma série de tarefas como sentar e levantar, ficar na ponta dos pés, caminhar em diferentes velocidades e ultrapassar obstáculos. Em outro exame, um fisioterapeuta irá dobrar e esticar meu braço parético algumas vezes, e eu precisarei repetir os mesmos movimentos com o outro braço, a mesma avaliação será repetida na minha perna parética. Também vão movimentar meus tornozelos e eu, sem olhar, irei dizer em qual direção está sendo movimentado.

Pedirão também para que eu permaneça em pé, parado sobre uma superfície firme, por um minuto, olhando para um ponto fixo com os pés em duas posições: livre e fixa. Na configuração livre, irei deixar os pés conforme eu me sentir mais à vontade. Na configuração fixa, os calcanhares ficarão a 17 cm de distância e os pés formarão um ângulo de 14°.

Depois, eu jogarei videogame olhando para uma tela enquanto permaneço em pé sobre uma superfície firme.

Durante a tarefa de jogar, meus movimentos também serão registrados por diversas câmeras. Para isso, precisarei estar vestido com roupas justas e que deixem algumas partes do meu corpo expostas (shorts, top), pois serão coladas pequenas bolinhas em alguns pontos como ombros, joelhos, quadril, pernas e pés.

Ao final da última sessão de avaliação receberei orientações sobre atividades que poderei realizar em casa, cuidados com a minha saúde em geral, esclarecimentos de dúvidas sobre as sequelas do meu AVC e informações sobre como obter acesso aos serviços de reabilitação na cidade de Curitiba.

Estou ciente de que, por participar dessa pesquisa, serei beneficiado ao passar por avaliações adicionais sobre meu estado de saúde, as quais não são corriqueiramente realizadas, como a avaliação do equilíbrio postural. Também, receberei orientações sobre minha saúde, cuidados gerais e meu desempenho nas avaliações. Recebi, por outro lado, os esclarecimentos necessários sobre os possíveis desconfortos e riscos decorrentes do estudo, como por exemplo, dor, cansaço, desequilíbrios e risco de cair. Fui informado, porém que fisioterapeutas profissionais serão os responsáveis por realizar todos os procedimentos e estarão sempre zelando por minha segurança.

Fui avisado de que posso me recusar a participar desse estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar.

Fui informado de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, me identificar, será mantido em sigilo.

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são Elisangela Ferretti Manffra (3271-1674), Tatiane Caroline Boumer (8837-5193), Gisele F. Devetak Casarotti (9981-6346), Ana Paula Cunha Loureiro (9967-0707), e Gabrielly Marques Moreira (9859-4652).

É assegurada a mim, assistência durante toda a pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que eu queira saber antes, durante e depois da minha participação.

Tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e tendo compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico a receber ou a pagar por minha participação.

No entanto, caso eu tenha qualquer despesa decorrente da participação na pesquisa, haverá ressarcimento em dinheiro ou depósito em conta-corrente, dos valores por mim gastos. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da minha participação no estudo, serei devidamente indenizado, conforme determina a lei.

Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo devo ligar para o CEP PUCPR (41) 3271-2292 ou mandar um *email* para nep@pucpr.br

Curitiba, de de 2017.

Nome e assinatura do sujeito da pesquisa

Nome(s) e assinatura(s) do(s) pesquisador(es) responsável(responsáveis)

APÊNDICE D - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO LAMH – HÍGIDOS

Eu, _____, estou sendo convidado a participar de um estudo denominado “Análise de respostas motoras a um jogo digital voltado à recuperação do controle postural de pessoas com AVC” cujo objetivo é identificar quais são as estratégias de controle postural adotadas por pessoas que tiveram AVC, durante a realização de um jogo de videogame e comparar com pessoas hígidas. Este estudo se justifica pois é uma proposta inovadora onde, com base nas observações iniciais, os pesquisadores pretendem desenvolver um jogo específico para pessoas que tiveram AVC, visando a melhora do equilíbrio e da mobilidade dos participantes.

Precisarei fornecer alguns dados sobre mim e a partir disso, os pesquisadores tomarão a decisão sobre a continuidade da minha participação no estudo.

Eu, continuando no estudo, serei convidado a comparecer ao Laboratório de Motricidade Humana (LAMH) localizado na Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUC-PR), rua Av. Senador Salgado Filho, 578, Curitiba/PR, para a realização de algumas avaliações.

No total, farei três visitas ao LAMH e poderei optar em participar por mais vezes, caso seja de minha vontade. Nessas visitas eu passarei pelas avaliações descritas a seguir:

Em um primeiro momento, meu peso e altura serão verificados, depois vou executar uma série de tarefas como sentar e levantar, ficar na ponta dos pés, caminhar em diferentes velocidades e ultrapassar obstáculos.

Pedirão também para que eu permaneça em pé, parado sobre uma superfície firme, por um minuto, olhando para um ponto fixo com os pés em duas posições: livre e fixa. Na configuração livre, irei deixar os pés conforme eu me sentir mais à vontade. Na configuração fixa, os calcanhares ficarão a 17 cm de distância e os pés formarão um ângulo de 14°.

Depois, eu jogarei videogame olhando para uma televisão enquanto permaneço em pé sobre uma superfície firme.

Durante a tarefa de jogar, meus movimentos também serão registrados por diversas câmeras. Para isso, precisarei estar vestido com roupas justas e que deixem algumas partes do meu corpo expostas (shorts, top), pois serão coladas pequenas bolinhas em alguns pontos como ombros, joelhos, quadril, pernas e pés.

Estou ciente de que, por participar dessa pesquisa, serei beneficiado ao passar por avaliações adicionais sobre meu estado de saúde, as quais não são corriqueiramente realizadas, como a avaliação do equilíbrio postural. Também, receberei informações sobre meu desempenho nas avaliações. Recebi, por outro lado, os esclarecimentos necessários sobre os possíveis desconfortos e riscos decorrentes do estudo, como por exemplo, dor, cansaço, desequilíbrios e risco de cair. Fui informado, porém, que fisioterapeutas profissionais serão os responsáveis por realizar todos os procedimentos e estarão sempre zelando por minha segurança.

Fui avisado de que posso me recusar a participar desse estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar.

Fui informado de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, me identificar, será mantido em sigilo. Também de que posso me recusar a participar desse estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar.

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são Elisângela Ferretti Manfra (3271-1674), Tatiane Caroline Boumer (8837-5193), Gisele F. Devetak Casarotti (9981-6346), Ana Paula Cunha Loureiro (9967-0707) e Gabrielly Marques Moreira (9859-4652).

É assegurada a mim, assistência durante toda a pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que eu queira saber antes, durante e depois da minha participação.

Tendo sido orientado quanto ao teor de tudo o aqui mencionado e tendo compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico a receber ou a pagar por minha participação.

No entanto, caso eu tenha qualquer despesa decorrente da participação na pesquisa, haverá ressarcimento em dinheiro ou depósito em conta-corrente, dos valores por mim gastos. De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da minha participação no estudo, serei devidamente indenizado, conforme determina a lei.

Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo devo ligar para o CEP PUCPR (41) 3271-2292 ou mandar um *email* para nep@pucpr.br

Curitiba, de de 2017.

Nome e assinatura do sujeito da pesquisa

Nome(s) e assinatura(s) do(s) pesquisador(es) responsável(responsáveis)

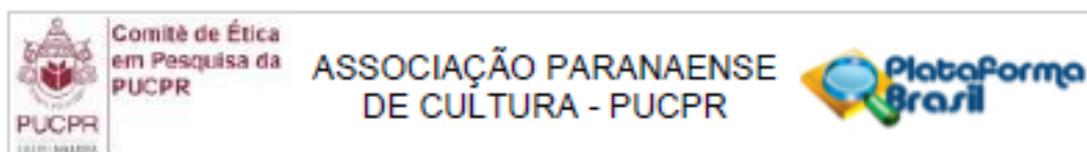
APÊNDICE E - ESPASTICIDADE E NÍVEL DE CANSAÇO (BORG) DOS INDIVÍDUOS PÓS-AVC EM CADA DIA DE APLICAÇÃO DOS SG

Valores da Espasticidade do MIP e pontuações de BORG do GJ-AVC.

Dias	GJ-AVC	Espasticidade do MP		BORG	
		Plantiflexores	Flexores de Cotovelo	Pré-jogo	Pós-jogo
1º dia	AVC 1	1	1+	-	-
	AVC 2	1 + cônus	0	-	-
	AVC 3	1 + clônus	0	-	-
	AVC 4	0	0	-	-
2º dia	AVC 1	0	1+	0	0
	AVC 2	1 +cônus	0	2	2
	AVC 3	0	0	2	3
	AVC 4	0	1+	0	0
3º dia	AVC 1	1 + clônus	1	0	3
	AVC 2	1 + clônus	1	0	0
	AVC 3	1 + clônus	0	2	2
	AVC 4	0	1+	0	2
4º dia	AVC 1	0	1	0	1
	AVC 2	1 + clônus	0	0	0
	AVC 3	1 + clônus	1	0	0
	AVC 4	0	1	0	0

Fonte: a autora, 2018.

ANEXO A – PARECER CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Análise de respostas motoras a um jogo digital voltado à reabilitação pós-AVC.

Pesquisador: Elisângela Ferretti Manfira

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 54443416.0.0000.0020

Instituição Proponente: Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.482.721

Apresentação do Projeto:

Dentre as alterações mais comuns pacientes que sofreram AVC está deficiência do controle postural, que causa grande impacto sobre a funcionalidade e a marcha independente dessas pessoas. Terapias com realidade virtual têm sido propostas para reabilitação pós AVC tanto para membros superiores como para equilíbrio e mobilidade, sendo a primeira muito mais disseminada. Assim, ainda é relevante o desenvolvimento de terapias com base em jogos digitais direcionadas à melhora do equilíbrio. Tendo em vista esse cenário, foi desenvolvida uma proposta de jogo digital para auxiliar nas terapias para a recuperação do equilíbrio de pessoas com AVC. O jogo está sendo desenvolvido por um dos membros da equipe desse projeto, acadêmico do curso de Tecnologia em Jogos Digitais com a participação de todos os demais membros da equipe. A proposta do jogo é que os pacientes executem exercícios da fisioterapia tradicional de uma forma mais divertida e desafiadora pois devem responder a estímulos visuais e auditivos que não estariam presentes numa terapia convencional. Esse projeto de pesquisa experimental tem dois objetivos. O primeiro é avaliar a versão atual do referido jogo, com a participação dos futuros usuários, as pessoas com

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 1.482.721

AVC. A partir dessa avaliação, será desenvolvida uma segunda versão aprimorada. O segundo objetivo é avaliar um protocolo de análise das respostas motoras desencadeadas durante o jogo. Por meio dessa análise pretende-se identificar as estratégias motoras empregadas por pessoas com AVC para jogar e compará-las com aquelas adotadas por indivíduos hígidos.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

avaliação de uma versão inicial de um jogo digital voltado à recuperação do controle postural de pessoas com AVC, com vistas ao seu aprimoramento.

Objetivo Secundário:

Propor e avaliar um protocolo experimental para análise de respostas motoras desencadeadas durante a execução de jogos digitais por pessoas com AVC.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Possíveis desconfortos decorrentes de cansaço pela realização das avaliações clínicas; Possível fadiga ou dor leve, decorrente do excesso de atividades; Risco de constrangimento durante a execução do protocolo devido às roupas a serem usadas (porém será sempre reforçado ao voluntário que se sentir envergonhado, poderá pedir para não cumprir parte do protocolo); Risco de quedas durante a realização do jogo digital (muito baixo risco tendo em vista a atuação dos profissionais da saúde que irão estar o tempo todo ao lado do voluntário).

Benefícios:

Realização de avaliações às quais a população em geral não tem fácil acesso: Posturografia e Eletromiografia; Realização de avaliações clínicas que retratam o estado geral de saúde do participante: MiniBESTest, Sinais vitais, propriocepção, sensibilidade; Experiência com atividade terapêutica em realidade virtual, o que não é comumente ofertado aos pacientes com AVC durante sua reabilitação; Orientações sobre cuidados gerais com a saúde, esclarecimento de dúvidas sobre as sequelas do AVC e informações sobre como obter

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-901
UF: PR Município: CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 Fax: (41)3271-2103 E-mail: nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 1.482.721

acesso aos serviços de reabilitação em Curitiba.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa muito bem desenhada e projeto detalhado de acordo com as exigências.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Adequados.

Recomendações:

Sem recomendações adicionais.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Sem pendências.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_667724.pdf	22/03/2016 14:19:27		Aceito
Folha de Rosto	Folha_Rosto_Correta.pdf	22/03/2016 14:18:24	Elisangela Ferretti Manfira	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	AUTORIZACAO_2016_03_03.pdf	03/03/2016 11:34:45	Elisangela Ferretti Manfira	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_2016_03_03.pdf	03/03/2016 11:32:09	Elisangela Ferretti Manfira	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	CEP_2016_03_03.pdf	03/03/2016 11:27:24	Elisangela Ferretti Manfira	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-901
UF: PR Município: CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 Fax: (41)3271-2103 E-mail: nep@pucpr.br

CURITIBA, 07 de Abril de 2016

Assinado por:
NAIM AKEL FILHO
(Coordenador)

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155	CEP: 80.215-901
Bairro: Prado Velho	
UF: PR	Município: CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103	Fax: (41)3271-2103 E-mail: nep@pucpr.br

ANEXO B - ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG – VERSÃO BRASILEIRA

Participante: _____

Avaliador: _____ Lado da hemiparesia: _____

Número da Avaliação: _____ Data da avaliação: _____

Descrição do item ESCORE (0-4)

- 1 . Posição sentada para posição em pé _____
 - 2 . Permanecer em pé sem apoio _____
 - 3 . Permanecer sentado sem apoio _____
 - 4 . Posição em pé para posição sentada _____
 - 5 . Transferências _____
 - 6 . Permanecer em pé com os olhos fechados _____
 - 7 . Permanecer em pé com os pés juntos _____
 - 8 . Alcançar a frente com os braços estendidos _____
 - 9 . Pegar um objeto do chão _____
 10. Virar-se para olhar para trás _____
 11. Girar 360 graus _____
 12. Posicionar os pés alternadamente no degrau _____
 13. Permanecer em pé com um pé à frente _____
 14. Permanecer em pé sobre um pé _____
- Total _____

Instruções gerais

Por favor, demonstrar cada tarefa e/ou dar as instruções como estão descritas. Ao pontuar, registrar a categoria de resposta mais baixa, que se aplica a cada item. Na maioria dos itens, pede-se ao paciente para manter uma determinada posição durante um tempo específico. Progressivamente mais pontos são deduzidos, se o tempo ou a distância não forem atingidos, se o paciente precisar de supervisão (o examinador necessita ficar bem próximo do paciente) ou fizer uso de apoio externo ou receber ajuda do examinador. Os pacientes devem entender que eles precisam manter o equilíbrio enquanto realizam as tarefas. As escolhas sobre qual perna ficar em pé ou qual distância alcançar ficarão a critério do paciente. Um julgamento pobre irá influenciar adversamente o desempenho e o escore do paciente. Os equipamentos

necessários para realizar os testes são um cronômetro ou um relógio com ponteiro de segundos e uma régua ou outro indicador de: 5; 12,5 e 25 cm. As cadeiras utilizadas para o teste devem ter uma altura adequada (42 cm, uma com braço e outra sem braço. Um banquinho ou uma escada (20 cm) podem ser usados para o item 12.

1. Posição sentada para posição em pé

Instruções: Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.

- () 4 capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente
- () 3 capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos
- () 2 capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas tentativas
- () 1 necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se
- () 0 necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se

2. Permanecer em pé sem apoio

Instruções: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar.

- () 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
- () 3 capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- () 1 necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- () 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio

Se o paciente for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, dê o número total de pontos para o item No. 3. Continue com o item No. 4.

3. Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou num banquinho.

Instruções: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.

- () 4 capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 2 minutos
- () 3 capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão
- () 2 capaz de permanecer sentado por 30 segundos
- () 1 capaz de permanecer sentado por 10 segundos
- () 0 incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos

4. Posição em pé para posição sentada

Instruções: Por favor, sente-se.

- () 4 senta-se com segurança com uso mínimo das mãos
- () 3 controla a descida utilizando as mãos
- () 2 utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida
- () 1 senta-se independentemente, mas tem descida sem controle
- () 0 necessita de ajuda para sentar-se

5. Transferências

Instruções: *Arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô. Peça ao paciente para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa. Você poderá utilizar duas cadeiras (uma com e outra sem apoio de braço) ou uma cama e uma cadeira.*

- () 4 capaz de transferir-se com segurança com uso mínimo das mãos
- () 3 capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos
- () 2 capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou supervisão
- () 1 necessita de uma pessoa para ajudar
- () 0 necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança

6. Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados

Instruções: *Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.*

- () 4 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança
- () 3 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé por 3 segundos
- () 1 incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas mantém-se em pé
- () 0 necessita de ajuda para não cair

7. Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos

Instruções: *Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar.*

- () 4 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança
- () 3 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão

- () 2 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30 segundos
- () 1 necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos
- () 0 necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos

8. Alcançar a frente com o braço estendido permanecendo em pé

Instruções: Levante o braço a 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível. (O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos quando o braço estiver a 90°. Ao serem esticados para frente, os dedos não devem tocar a régua. A medida a ser registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar quando o paciente se inclina para frente o máximo que ele consegue. Quando possível, peça ao paciente para usar ambos os braços para evitar rotação do tronco).

- () 4 pode avançar à frente mais que 25 cm com segurança
- () 3 pode avançar à frente mais que 12,5 cm com segurança
- () 2 pode avançar à frente mais que 5 cm com segurança
- () 1 pode avançar à frente, mas necessita de supervisão
- () 0 perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo

9. Pegar um objeto do chão a partir de uma posição em pé

Instruções: Pegue o sapato/chinelo que está na frente dos seus pés.

- () 4 capaz de pegar o chinelo com facilidade e segurança
- () 3 capaz de pegar o chinelo, mas necessita de supervisão
- () 2 incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2-5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente
- () 1 incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando
- () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

10. Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo enquanto permanece em pé

Instruções: Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito.

(O examinador poderá pegar um objeto e posicioná-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento)

- () 4 olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso
- () 3 olha para trás somente de um lado, o lado contrário demonstra menor distribuição do peso
- () 2 vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio
- () 1 necessita de supervisão para virar
- () 0 necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

11. Girar 360 graus

Instruções: Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário.

- () 4 capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
- () 3 capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos
- () 2 capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente
- () 1 necessita de supervisão próxima ou orientações verbais
- () 0 necessita de ajuda enquanto gira

12. Posicionar os pés alternadamente no degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio

Instruções: Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.

- () 4 capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos
- () 3 capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em mais que 20 segundos
- () 2 capaz de completar 4 movimentos sem ajuda
- () 1 capaz de completar mais que 2 movimentos com o mínimo de ajuda
- () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

13. Permanecer em pé sem apoio com um pé à frente

Instruções: (demonstre para o paciente) Coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha; se você achar que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado.

- () 4 capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 3 capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 2 capaz de dar um pequeno passo, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 1 necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos
- () 0 perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé

14. Permanecer em pé sobre uma perna

Instruções: Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar.

- () 4 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 10 segundos
- () 3 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 segundos
- () 2 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 3 segundos
- () 1 tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé independentemente
- () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

() Escore Total (Máximo = 56)

ANEXO C – ESCALA DE BORG

BRUNETTO; PAULIN; YAMAGUTI, 2001

Número	Intensidade
0	Nenhuma
0,5	Muito, muito leve
1	Muito leve
2	Leve
3	Moderada
4	Pouco intensa
5	Intensa
6	
7	Muito intensa
8	
9	Muito, muito intensa
10	Máxima

ANEXO D – FES-i

Escala de eficácia de quedas – Internacional – Brasil (FES-I-Brasil)					
<p>Agora nós gostaríamos de fazer algumas perguntas sobre qual é sua preocupação a respeito da possibilidade de cair. Por favor, responda imaginando como você normalmente faz a atividade. Se você atualmente não faz a atividade (por ex. alguém vai às compras para você), responda de maneira a mostrar como você se sentiria em relação a quedas se você tivesse que fazer essa atividade. Para cada uma das seguintes atividades, por favor, marque o quadradinho que mais se aproxima de sua opinião sobre o quão preocupado você fica com a possibilidade de cair, se você fizesse esta atividade.</p>					
		Nem um pouco preocupado	Um pouco preocupado	Muito preocupado	Extremamente Preocupado
		1	2	3	4
1	Limpendo a casa (ex: passar pano, aspirar ou tirar a poeira)	1	2	3	4
2	Vestindo ou tirando a roupa	1	2	3	4
3	Preparando refeições simples	1	2	3	4
4	Tomando banho	1	2	3	4
5	Indo às compras	1	2	3	4
6	Sentando ou levantando de uma cadeira	1	2	3	4
7	Subindo ou descendo escadas	1	2	3	4
8	Caminhando pela vizinhança	1	2	3	4

9	Pegando algo acima de sua cabeça ou do chão	1	2	3	4
10	Indo atender o telefone antes que pare de tocar	1	2	3	4
11	Andando sobre superfície escorregadia (ex: chão molhado)	1	2	3	4
12	Visitando um amigo ou parente	1	2	3	4
13	Andando em lugares cheios de gente	1	2	3	4
14	Caminhando sobre superfície irregular (com pedras, esburacada)	1	2	3	4
15	Subindo ou descendo uma ladeira	1	2	3	4
16	Indo a uma atividade social (ex: ato religioso, reunião de família ou encontro no clube)	1	2	3	4

ANEXO E – ESCALA DE ESTÁGIOS DE RECUPERAÇÃO MOTORA DE BRUNNSTROM

Estágios de recuperação motora – Membro superior (BRS-A)

(ADAPTADO de PADIAN, 2013)

Fase 1: Imediatamente após o Acidente Vascular Cerebral, há flacidez completa, e o movimento não pode ser iniciado.

Fase 2: As sinergias dos membros básicos podem aparecer parcial ou totalmente com reações associadas.

Fase 3: A espasticidade torna-se mais grave nesta fase, e todos os componentes fortes de sinergias flexoras e extensoras aparecem.

Fase 4: A sinergia se desvia, a espasticidade diminui e as combinações de movimentos com controle motor começam a aparecer. Nos movimentos:

- Braço se movendo para frente na posição horizontal com o cotovelo reto;
- Levando a mão ao sacro sem usar tronco;
- Pronação e supinação, cotovelos em 90° e braço aduzido.

Fase 5: A espasticidade reduz, e algumas outras combinações de movimento com melhor controle motor aparecem. Nos movimentos:

- Braço se movendo para o lado, na posição horizontal (ombro em 90° de abdução) com cotovelo em ângulo reto;
- Movendo o braço para frente e sobrecarga sem compensação de tronco;
- Mover a palma para cima e para baixo com cotovelo estendido e ombro em 90° de flexão.

Fase 6: A influência da sinergia e espasticidade quase desaparece e as combinações de movimento do estágio 5 aparecem com bom controle motor. Os movimentos articulares individuais são bem executados, de forma quase normal.

Fase 7: Considerado o último estágio de recuperação, são alcançadas funções motoras próximas ao normal; Muito poucos indivíduos atingem esta fase.

Estágios de recuperação motora - Punho (BRS-H)

Fase 1: Flacidez total;

Fase 2: Pouca ou nenhuma flexão ativa do dedo, com um leve aumento no tônus muscular;

Fase 3: Aperto em massa e aperto de gancho aparecem sem liberdade de movimento, apenas extensão de dígito por atividade reflexa;

Fase 4: Preensão lateral, liberdade pelo movimento do polegar e extensão semi-voluntária do dedo de alcance parcial;

Fase 5: Preensão tortuosa palmar, aperto cilíndrico e esférico, e completa extensão de dígito em massa, de forma voluntária e parcial em funções menos habilidosas;

Fase 6: Bom controle do pré-esforço com funções mais hábeis, completa voluntária e completa extensão de dígitos, movimentos de dedos individuais possíveis, menos precisos do que o outro lado.

Estágios de recuperação motora – Membro inferior

(ADAPATADO de CHEN et al., 2003)

Fase 1: Flacidez;

Fase 2: Desenvolvimento de sinergias (movimentos voluntários mínimos);

Fase 3: Movimento sinérgico voluntário (flexão combinada do quadril, flexão do joelho e dorsiflexão do tornozelo, sentados e em pé);

Fase 4: Alguns movimentos que se desviam da sinergia (flexão de joelho superior a 90° e dorsiflexão do tornozelo com o calcanhar);

Fase 5: Independência das sinergias básicas (flexão isolada do joelho com a flexão do quadril isolada e extensão do tornozelo com o joelho estendido na posição de pé);

Fase 6: Movimentos conjunturais isolados (abdução do quadril na posição de pé e no joelho, rotação com inversão e eversão do tornozelo na posição sentada).

Estágios de recuperação motora – Tornozelo

Fase 1: Flacidez;

Fase 2: Desenvolvimento de sinergia (mínimo movimento de tornozelo ou dedos);

Fase 3: Inversão de tornozelo em massa sem extensão voluntária dos dedos;

Fase 4: Eversão do tornozelo e extensão do dedo com pequena amplitude de movimento;

Fase 5: Flexão e extensão do dedo em massa (amplitude de movimento variável);

Fase 6: Movimento do dedo do pé individual (dentro da amplitude de movimento).

ANEXO F – MiniBESest

Condições dos indivíduos: Os indivíduos devem ser testados com sapatos sem salto OU sem sapatos e meias.

Equipamento: Espuma Tempur® (10 centímetros de espessura, de média densidade com classificação de firmeza T41), cadeira sem descanso de braço ou rodas, rampa inclinada, cronômetro, uma caixa (22,9 cm de altura) e uma distância de 3 metros medida e marcada no chão com fita [a partir da cadeira].

Pontuação: O teste tem um escore máximo de 28 pontos a partir dos 14 itens que são pontuados de 0 a 2. “0” indica o nível mais baixo de função e “2” o nível mais alto de função.

Se o indivíduo precisar de um dispositivo de auxílio para um item, pontue aquele item em uma categoria mais baixa.

Se o indivíduo precisar de assistência física para completar um item, pontue “0” para aquele item.

Para o **Item 3** (de pé em uma perna) e **Item 6** (correção com passo compensatório- lateral) inclua somente a pontuação para um lado (pior pontuação).

Para o **Item 3** (de pé em uma perna) selecione o melhor tempo das duas tentativas [para um dado lado] para a pontuação.

Para o **Item 14** (TUG com dupla tarefa) se a marcha do indivíduo for mais lenta, acima de 10%, entre o TUG sem e com a dupla tarefa, a pontuação deve ser diminuída em um ponto.

SENTADO PARA DE PÉ	Note o início do movimento, e o uso das mãos do indivíduo no assento da cadeira ou nas coxas, ou o movimento de jogar os braços para frente.
FICAR NA PONTA DOS PÉS	Permita que o indivíduo tente duas vezes. Registre a pontuação da melhor tentativa (Se você suspeitar que o indivíduo esteja alcançando menos do que a altura máxima, peça a ele que levante enquanto segura em suas mãos). Certifique-se que o indivíduo olha para um alvo fixo a 1,2-3,6 metros de distância.
DE PÉ EM UMA PERNA	Permita que o indivíduo tente duas vezes e registre os tempos. Registre os segundos que o indivíduo pode manter a posição, até um máximo de 20 segundos. Pare de contar quando o indivíduo tirar suas mãos dos quadris ou colocar o pé no chão. Certifique-se que o indivíduo olha para um alvo fixo a 1,2-3,6 metros de distância. Repita do outro lado.
CORREÇÃO COM PASSO COMPENSATÓRIO PARA FRENTE:	Fique de pé em frente ao indivíduo com uma mão em cada ombro e peça a ele que se incline para frente (Certifique-se de que há espaço para que ele dê um passo à frente). Peça a ele que se incline até que seus ombros e quadris estejam à frente dos seus pés. Depois que você sentir o peso corporal do indivíduo em suas mãos, solte rapidamente seu suporte. O teste deve

		provocar um passo. OBS: Esteja preparado para segurar o indivíduo.
CORREÇÃO PASSO COMPENSATÓRIO PARA TRÁS:	COM	Fique de pé atrás do indivíduo com uma mão em cada escápula e peça que ele se incline para trás (Certifique-se de que há espaço para que ele dê um passo para trás). Peça a ele que se incline até que seus ombros e quadris estejam atrás dos seus calcanhares. Depois que você sentir o peso corporal do indivíduo em suas mãos, solte rapidamente seu suporte. O teste deve provocar um passo. OBS: Esteja preparado para segurar o indivíduo.
CORREÇÃO PASSO COMPENSATÓRIO PARA LATERAL	COM	Fique ao lado do indivíduo, coloque uma mão do lado da pelve do indivíduo, e peça que ele incline todo o seu corpo em suas mãos. Peça a ele que se incline até que a linha média da pelve esteja além do pé direito (ou esquerdo) e depois solte subitamente o apoio. OBS: Esteja preparado para segurar o indivíduo.
DE PÉ; (PÉS JUNTOS) OLHOS ABERTOS, SUPERFÍCIE FIRME		Registre o tempo que o indivíduo foi capaz de se manter com os pés juntos por até no máximo 30 segundos. Certifique-se que o indivíduo olha para um alvo fixo a 1,2-3,6 metros de distância.
DE PÉ (PÉS JUNTOS) OLHOS FECHADOS, SUPERFÍCIE DE ESPUMA		Use uma espuma Tempur®, 10 centímetros de espessura. Ajude o indivíduo a pisar sobre a espuma. Registre o tempo em que o indivíduo foi capaz de permanecer em cada condição por um máximo de 30 segundos. Peça ao indivíduo que pise fora da espuma entre as tentativas. Vire a espuma entre cada teste para garantir que a espuma mantém a sua forma.
INCLINAÇÃO - FECHADOS	OLHOS	Ajude o indivíduo a subir na rampa. Assim que o indivíduo fechar os olhos, comece a cronometrar e registre o tempo. Note se há uma inclinação excessiva.
MUDANÇA VELOCIDADE MARCHA	NA DA	Permita que o indivíduo dê 3-5 passos na sua velocidade normal, e então diga “rápido”. Depois de 3-5 passos rápidos, diga “devagar”. Permita 3-5 passos lentos antes que o indivíduo pare de andar.
		Permita que o indivíduo atinja sua velocidade normal, e dê os comandos “direita, esquerda” a cada 3 – 5 passos. Pontue se observar problemas em cada direção. Se o

<p>ANDAR COM VIRADAS DE CABEÇA – HORIZONTAL</p>	<p>indivíduo apresentar restrição cervical grave, permita movimentação combinada de cabeça e tronco.</p>
<p>ANDAR E GIRAR SOBRE O EIXO</p>	<p>Demonstre um giro sobre o eixo. Uma vez que o paciente esteja andando em velocidade normal, diga “gire e pare”. Conte os passos desde o giro até que o indivíduo esteja estável. Desequilíbrio pode ser indicado por ampla largura do passo, passo extra ou movimentação de tronco.</p>
<p>PASSAR SOBRE OBSTÁCULOS</p>	<p>Posicione a caixa (22,9 cm de altura) a 3 metros de distância de onde o paciente começará a andar. Duas caixas de sapatos coladas funcionam bem para criar este obstáculo.</p>
<p>TUG COM DUPLA TAREFA</p>	<p>Use o tempo do TUG para determinar os efeitos da dupla tarefa. O indivíduo deve andar 3 metros de distância. TUG: Comece com o paciente sentado com as costas apoiadas na cadeira. Cronometre o tempo do indivíduo a partir do momento que você disser “Vá” até o indivíduo retornar a posição sentada. Pare de cronometrar quando as nádegas do indivíduo tocarem o assento da cadeira e as costas estiverem contra a cadeira. A cadeira deve ser firme sem braços. TUG com dupla tarefa: Enquanto sentado, determine quão rápido e precisamente o indivíduo pode contar regressivamente de 3 em 3, a partir de um número entre 90-100. Então, peça ao indivíduo que conte a partir de um número diferente e depois de alguns números diga “vá” até que o indivíduo retorne para a posição sentada. A pontuação da dupla tarefa afeta a contagem ou a caminhada se a velocidade diminui (> 10%) no TUG e ou novos sinais de desequilíbrio.</p> <p>É permitido que o paciente nomeie frutas caso não saiba contar.</p>

ANEXO G – ESCALA DE AVALIAÇÃO POSTURAL PARA PACIENTES APÓS- AVC (EAPA)

1. Sentar-se sem apoio (sentar-se na extremidade de um tablado com 50 cm de altura com os pés a tocar no chão)

0 = Não consegue sentar-se

1 = Consegue sentar-se com ligeiro apoio, por exemplo, de uma mão

2 = Consegue estar sentado mais de 10 segundos sem apoio

3 = Consegue estar sentado durante 5 minutos sem apoio

2. Estar de pé com apoio (posição dos pés livre, sem outras restrições)

0 = Não consegue estar de pé, mesmo com apoio

1 = Consegue estar de pé com um forte apoio de 2 pessoas

2 = Consegue estar de pé com apoio moderado de 1 pessoa

3 = Consegue estar de pé com o apoio apenas de uma mão

3. Estar de pé sem apoio (posição dos pés livre, sem outras restrições)

0 = Não consegue estar de pé sem apoio

1 = Consegue estar de pé sem apoio durante 10 s ou apoiar-se pesadamente sobre 1 perna

2 = Consegue estar de pé sem apoio durante mais de 1 min ou estar de pé com ligeira assimetria

3 = Consegue estar de pé sem apoio durante mais de 1 min e ao mesmo tempo executar movimentos dos membros superiores acima do nível do ombro

4. Estar de pé sobre a perna não hemiparética (sem outras restrições)

0 = Não consegue estar de pé sobre a perna não hemiparética

1 = Consegue estar de pé sobre a perna não hemiparética alguns segundos

2 = Consegue estar de pé sobre a perna não hemiparética durante mais de 5 segundos

3 = Consegue estar de pé sobre a perna não hemiparética durante mais de 10 segundos

5. Estar de pé sobre a perna hemiparética (sem outras restrições)

0 = Não consegue estar de pé sobre a perna hemiparética

1 = Consegue estar de pé sobre a perna hemiparética alguns segundos

2 = Consegue estar de pé sobre a perna hemiparética durante mais de 5 segundos

3 = Consegue estar de pé sobre a perna hemiparética durante mais de 10 segundos

Sub-escore: _____ **51**

Mudança de postura

A pontuação dos itens 6 a 12 é como se segue (itens de 6 a 11 são para ser executados com um tablado a 50 cm de altura, como uma mesa de Bobath; itens 6, 11 e 12 são para ser executados sem qualquer suporte, sem outras restrições):

6. De pé para sentado:

0 = Não consegue executar a atividade

1 = Consegue executar a atividade com muita ajuda

2 = Consegue executar a atividade com pouca ajuda

3 = Consegue executar a atividade sem ajuda

7. De sentado na extremidade do tablado para decúbito dorsal

0 = Não consegue executar a atividade

1 = Consegue executar a atividade com muita ajuda

2 = Consegue executar a atividade com pouca ajuda

3 = Consegue executar a atividade sem ajuda

8. De decúbito dorsal para o lado afetado

0 = Não consegue executar a atividade

1 = Consegue executar a atividade com muita ajuda

2 = Consegue executar a atividade com pouca ajuda

3 = Consegue executar a atividade sem ajuda

9. De decúbito dorsal para o lado não afetado

0 = Não consegue executar a atividade

1 = Consegue executar a atividade com muita ajuda

2 = Consegue executar a atividade com pouca ajuda

3 = Consegue executar a atividade sem ajuda

10. De decúbito para sentado na extremidade do tablado

0 = Não consegue executar a atividade

1 = Consegue executar a atividade com muita ajuda

2 = Consegue executar a atividade com pouca ajuda

3 = Consegue executar a atividade sem ajuda

11. De sentado para a posição de pé

0 = Não consegue executar a atividade

1 = Consegue executar a atividade com muita ajuda

2 = Consegue executar a atividade com pouca ajuda

3 = Consegue executar a atividade sem ajuda

12. Em pé, apanhar uma caneta no chão

0 = Não consegue executar a atividade

1 = Consegue executar a atividade com muita ajuda

2 = Consegue executar a atividade com pouca ajuda

3 = Consegue executar a atividade sem ajuda

Sub-escore: _____

Total: _____