

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ**  
**ESCOLA POLITÉCNICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**GABRIELLY MARQUES MOREIRA**

**ESTABILIDADE POSTURAL DINÂMICA DE INDIVÍDUOS PÓS-AVE**  
**DURANTE A EXECUÇÃO DE UM *SERIOUS GAME***

**CURITIBA**

**2019**

**GABRIELLY MARQUES MOREIRA**

**ESTABILIDADE POSTURAL DINÂMICA DE INDIVÍDUOS PÓS-AVE  
DURANTE A EXECUÇÃO DE UM *SERIOUS GAME***

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.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Elisangela Ferretti Manffra

**CURITIBA**

**2019**

Dados da Catalogação na Publicação  
Pontifícia Universidade Católica do Paraná  
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR  
Biblioteca Central  
Luci Eduarda Wielganczuk – CRB 9/1118

M838e  
2019  
Moreira, Gabrielly Marques  
Estabilidade postural dinâmica de indivíduos pós-AVE durante a execução de um serious game / Gabrielly Marques Moreira ; orientadora: Elisangela Ferretti Manffra. – 2019.  
110 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná,  
Curitiba, 2019

Bibliografia: 69-76

1. Acidente vascular Cerebral. 2. Distúrbios da postura. 3. Fisioterapia.  
4. 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. – 616.81



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

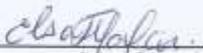
**ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 268**

**ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: TECNOLOGIA EM SAÚDE**

Aos vinte e quatro dias do mês de junho de 2019 às 14:00h no auditório Irmão Albano, térreo – Bloco Vermelho (Bloco 5 Direito), realizou-se a sessão pública de Defesa da Dissertação: **ESTABILIDADE POSTURAL DINÂMICA DE INDIVÍDUOS PÓS-AVE DURANTE A EXECUÇÃO DE UM SERIOUS GAME** apresentado pela aluna Gabrielly Marques Moreira sob orientação da Prof. Dr. Elisangela Ferretti Manffra como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde, perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

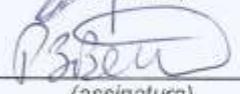
**Prof. Dr. Elisangela Ferretti Manffra**  
PUCPR (Presidente)

  
\_\_\_\_\_  
(assinatura) Aprovado  
(Aprov/Reprov.)

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

  
\_\_\_\_\_  
(assinatura) Aprovado  
(Aprov/Reprov.)

**Prof. Dr. Paulo Bento**  
UFPR (Examinador)

  
\_\_\_\_\_  
(assinatura) Aprovado  
(Aprov/Reprov.)

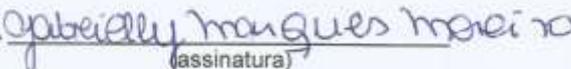
Início: 14:15 Término: 16:00

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): GABRIELLY MARQUES MOREIRA

  
\_\_\_\_\_  
(assinatura)

**Prof. Dr. Percy Nohama,**  
Coordenador do PPGTS PUCPR



Dedico esta dissertação de mestrado à minha família  
e ao meu avô Aldevino Marques Moreira (*in memoriam*),  
motivo pelo qual me tornei fisioterapeuta.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus e a intercessão de Nossa Senhora do Rocio por me trazer até aqui. “Tudo é do Pai, toda honra e toda glória. É dele essa vitória alcançada em minha vida”. Sou grata pela minha família, em especial pela vida dos meus pais Aldemir e Elizabeth, que me apoiam incondicionalmente em cada jornada, me proporcionando nada menos que o melhor. Agradeço a parceria da minha irmã Francielly, que divide a vida comigo em todos os momentos.

Agradeço à Pontifícia Universidade Católica do Paraná e a Coordenação de Aperfeiçoamento e Pesquisa (CAPES) pelo incentivo a pesquisa e pela concessão de bolsa. Agradeço a minha orientadora Prof.<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Elisangela Ferretti Manffra pela compreensão nos momentos difíceis, pela paciência em me ensinar e por confiar em mim durante todas as etapas do mestrado.

Gostaria de agradecer a Prof.<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Ana Paula Cunha Loureiro, que contribuiu para minha formação como fisioterapeuta e me orientou nos projetos de pesquisa desde o início. Sou muito grata por todo apoio que recebi de pessoas que para mim são um exemplo de profissional, Gisele Devetak Casarotti e Roberta Castilhos Detânico Bohrer.

Agradeço também, ao Prof. Dr. Guilherme Nunes Nogueira Neto pela dedicação ao projeto do jogo, sem a qual esta dissertação de mestrado não seria possível.

Agradeço a Tatiane Caroline Bomer, por todos os conhecimentos transmitidos, pelos momentos compartilhados e por todo apoio recebido desde o nosso PIBIC. Agradeço às alunas do curso de fisioterapia Nicolý Dominique Scrok e Isabela Tesser pela dedicação a etapa experimental desta dissertação e pela amizade.

Finalmente, agradeço a todos os voluntários que concordaram em participar desta pesquisa.

Obrigada.

“Tudo parece ser impossível até que seja feito”.

NELSON MANDELA

## RESUMO

**Introdução:** O Acidente Vascular Encefálico (AVE) resulta em alterações sensoriomotoras, que afetam as habilidades do controle postural, principalmente a estabilidade postural dinâmica. A melhora da estabilidade é um dos principais objetivos de tratamento da fisioterapia, que emprega uma variedade de exercícios para este fim. Com o avanço da tecnologia, os jogos digitais vêm como uma alternativa para execução desses exercícios e sua avaliação ainda necessita de aprimoramento. Uma das formas de investigar a estabilidade postural durante os jogos é através de indicadores biomecânicos.

**Objetivo:** Investigar a estabilidade postural dinâmica durante movimentos esportivos, simulados por um jogo digital com diferentes exigências de velocidades.

**Método:** 16 voluntários pós-AVE (12 homens e 4 mulheres, com idade média de 56 anos) e 16 hígidos pareados por sexo e idade, participaram da pesquisa, na qual eles foram submetidos a coleta da postura ereta quieta por 60s e ao jogo digital desenvolvido, composto por três jogos (cabeceio, goleiro e esqui) com cinco níveis de velocidade, da lenta a rápida, com duração de 30 segundos cada. A partir dos sinais cinemáticos e cinéticos foi possível calcular os indicadores de interesse: área da base suporte (ABoS), margem de estabilidade (MoS), distância entre o centro de massa e a base de suporte (CM-BoS) e simetria de descarga de peso.

**Resultados:** Não foi observada diferença significativa entre as velocidades dos jogos. A comparação entre grupos revelou valores menores da ABoS para os voluntários pós-AVE (772 cm<sup>2</sup>) do que para os hígidos (784 cm<sup>2</sup>). Os indicadores MoS e CM-BoS apresentaram diferença estatística ( $p=0,001$ ) e ( $p=0,001$ ), respectivamente, na comparação entre os jogos cabeceio e esqui, com valores menores no esqui. Não houve significância na simetria de descarga de peso, embora, o grupo AVE tenha descarregado menor peso durante os jogos do que na postura ereta quieta.

**Conclusão:** As velocidades dos jogos não estimularam os voluntários a buscar estratégias diferentes para manter a estabilidade. Indivíduos pós-AVE adotaram uma ABoS menor e a mantiveram durante os jogos como uma estratégia para manutenção da estabilidade, enquanto descarregavam menor peso sobre o membro inferior parético. Os valores da MoS e CM-BoS indicam que o grupo AVE foi mais desafiado durante o jogo esqui do que nos outros jogos, explorando a ABoS de forma dinâmica.

**Palavras-chave:** Acidente Vascular Cerebral; Controle postural; Jogos digitais.

## ABSTRACT

**Introduction:** Stroke results in sensory-motor changes, which affect postural control, mainly dynamic postural stability. Improving stability is one of the main goals of treating physiotherapy, which employs a variety of exercises for this purpose. With the advancement of technology, digital games come as an alternative to perform these exercises and their evaluation still needs improvement. One of the ways to investigate postural stability during games is through biomechanical indicators. **Objective:** To investigate dynamic postural stability during sports movements simulated by a digital game with different speed requirements. **Methods:** 16 post-stroke volunteers (12 men and 4 women, mean age 56 years) and 16 healthy pairs by sex and age participated in the study, in which they were submitted to collection of the standing up posture for 60s and to the game digital developed, consisting of three games (pitching, goalkeeper and ski) with five levels of speed, slow to fast, lasting 30 seconds each. From the kinematic and kinetic signals, it was possible to calculate the indicators of interest: area of the support base (ABoS), stability margin (MoS), distance between the center of mass and the support base (CM-BoS) and weight-bearing symmetry. **Results:** There was no significant difference between game speeds. Comparison between groups revealed lower ABoS values for post-stroke volunteers (772 cm<sup>2</sup>) than for healthy subjects (784 cm<sup>2</sup>). MoS e CM-BoS indicators and CM showed statistical difference ( $p = 0.001$ ) ( $p = 0.001$ ), respectively, when comparing the soccer heading and skiing games, with lower values in skiing. There was no significance in the weight-bearing symmetry, although the AVE groups bearing less weight during the games than in the quiet stand posture. **Conclusion:** The speed of the games does not encourage attempts to try to defer to maintain stability. Post-stroke subjects adopted a smaller ABoS and maintained it during the games as a strategy for maintaining stability, while lowering weight on the paretic lower limb. The values of MoS and CM-BoS indicate that the AVE group was more challenged during skiing than in other games, exploring ABoS dynamically.

**Key words:** Stroke; Posture control; Serious Games.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Fluxograma dos descritores de tecnologias de jogos.....	25
Figura 2 – Procedimentos experimentais .....	38
Figura 3 – <i>Setup</i> experimental das coletas no LaMH.....	44
Figura 4 – Traje para coleta de dados.....	45
Figura 5 – Modelo biomecânico com discriminação dos marcadores refletivos. ....	46
Figura 6 – Exemplos de exercícios de controle postural.. .....	47
Figura 7 – Tela de abertura do jogo digital SIRMeC .....	48
Figura 8 – Jogo digital Cabeceio .....	49
Figura 9 – Jogo digital Goleiro.....	50
Figura 10 – Jogo digital Esqui. ....	50
Figura 11 – Desenho do contorno dos pés em papel <i>Kraft</i> . ....	51
Figura 12 – Exemplo dos pontos utilizados para medidas dos pés.....	51
Figura 13 – Indicadores da ABoS na comparação entre grupos.....	56
Figura 14 – Valor máximo da ABoS na postura ereta quieta e nos jogos para o grupo AVE.....	56
Figura 15 – Valor máximo da ABoS na postura ereta quieta e nos jogos para o grupo hígido .....	57
Figura 16 – Indicadores da MoS entre jogos do grupo AVE .....	58
Figura 17 – Indicadores da distância CM-BoS entre jogos do grupo AVE. ....	59
Figura 18 – Exemplo da trajetória da MoS e CM-BoS em função do tempo. ....	59
Figura 19 – Simetria de descarga de peso entre grupos.....	60
Figura 20 – Simetria de descarga de peso na postura ereta quieta e jogos do grupo AVE.....	61
Figura 21 – Simetria de descarga de peso na postura ereta quieta e jogos do grupo hígido. ....	61
Figura 22 – Pontuações dos jogos cabeceio, goleiro e esqui. ....	62

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Caracterização da amostra .....	37
Tabela 2 – Caracterização clínica do grupo AVE.....	39
Tabela 3 – Indicadores da ABoS entre níveis e grupos .....	93
Tabela 4 – Indicadores ABoS na postura ereta quieta e entre jogos .....	94
Tabela 5 – Indicadores da MoS entre velocidades.....	95
Tabela 6 – Indicadores da CM-BoS entre velocidades. ....	96
Tabela 7 – Indicadores da MoS entre grupos.....	97
Tabela 8 – Simetria de descarga de peso entre velocidades e grupos .....	98
Tabela 9 – Simetria de descarga de peso entre na postura ereta quieta e jogos ....	99
Tabela 10 – Pontuações dos jogos ( <i>p-value</i> ) .....	100

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Exercícios simulados nos jogos digitais .....	47
Quadro 2 – Significado dos níveis de velocidade de cada jogo. ....	51
Quadro 3 – Indicadores utilizados no estudo .....	54

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABoS – Área da base de suporte

ADM – Amplitude de movimento de uma articulação

AVE – Acidente Vascular Encefálico

BoS – Base de suporte

CM – Centro de Massa

CM-BoS – Distância entre a posição do centro de massa e os limites da base de suporte.

CMv – Projeção vertical do Centro de Massa

CMx – Centro de massa extrapolado

FRS – Força de reação do solo

IMC – Índice de massa corporal

LAMH – Laboratório de motricidade humana

M – Momentos de força

MI – Membro inferior

MINP – Membro inferior não parético

MIP – Membro inferior parético

MMII – Membros inferiores

MMSS – Membros superiores

MoS – Margem de estabilidade

MSP – Membro superior parético

SIRMeC – Sistema interativo de reabilitação motora e cognitiva

SNC – Sistema Nervoso Central

TCLE – Termo de consentimento livre e esclarecido

TUG – Time Up and Go

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>15</b>
1.1	OBJETIVOS .....	19
1.1.1	<b>Objetivo geral</b> .....	<b>19</b>
1.1.2	<b>Objetivos específicos</b> .....	<b>19</b>
1.2	HIPÓTESES .....	19
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>21</b>
2.1	CONTROLE POSTURAL E SUAS LIMITAÇÕES NO AVE .....	21
2.2	FISIOTERAPIA NO CONTROLE POSTURAL .....	23
2.3	DESCRITORES DE TECNOLOGIAS DE JOGOS.....	24
2.4	PANORAMA DOS JOGOS DIGITAIS NA SAÚDE .....	26
2.5	ANÁLISE BIOMECÂNICA DO CONTROLE POSTURAL .....	32
2.5.1	<b>Centro de massa (CM)</b> .....	<b>32</b>
2.5.2	<b>Limite de estabilidade e distância CM-BoS</b> .....	<b>33</b>
2.5.3	<b>Margem de estabilidade (MoS)</b> .....	<b>33</b>
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA</b> .....	<b>36</b>
3.1	PARTICIPANTES .....	36
3.1.1	<b>Participantes hemiparéticos pós-AVE</b> .....	<b>36</b>
3.1.2	<b>Participantes hígidos</b> .....	<b>37</b>
3.1.3	<b>Amostra</b> .....	<b>37</b>
3.2	PROCEDIMENTOS .....	38
3.2.1	<b>Visão geral dos procedimentos experimentais</b> .....	<b>38</b>
3.2.2	<b>Descrição dos procedimentos experimentais</b> .....	<b>39</b>
3.2.2.1	Procedimentos aplicados ao grupo AVE .....	39
3.2.2.2	Procedimentos aplicados ao grupo hígidos .....	41
3.2.3	<b>Descrição do protocolo de testes e escalas funcionais</b> .....	<b>41</b>
3.2.4	<b>Descrição do <i>Setup</i> experimental</b> .....	<b>42</b>
3.2.5	<b>Descrição da preparação para coleta das variáveis biomecânicas</b> .....	<b>45</b>
3.2.6	<b><i>Serious Game</i> desenvolvido</b> .....	<b>46</b>

3.3	AQUISIÇÃO, PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS .....	51
3.3.1	<b>Cálculo das variáveis biomecânicas.....</b>	<b>52</b>
3.4	ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	54
4	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>56</b>
4.1	ÁREA DA BASE DE SUPORTE (ABoS).....	57
4.2	MARGEM DE ESTABILIDADE(MoS) E DISTÂNCIA CM-BoS .....	58
4.3	SIMETRIA DE DESCARGA DE PESO.....	60
4.4	PONTUAÇÕES DOS JOGOS .....	62
5	<b>DISCUSSÃO .....</b>	<b>63</b>
5.1	LIMITAÇÕES DA PESQUISA.....	67
6	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>68</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>69</b>
	<b>APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – VOLUNTÁRIOS HEMIPARÉTICOS.....</b>	<b>77</b>
	<b>APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – VOLUNTÁRIOS HÍGIDOS .....</b>	<b>80</b>
	<b>APÊNDICE C – MODELO DA FICHA DE AVALIAÇÃO .....</b>	<b>83</b>
	<b>APÊNDICE D –ROTINA DE PROCESSAMENTO.....</b>	<b>84</b>
	<b>APÊNDICE E - TABELA 3.....</b>	<b>93</b>
	<b>APÊNDICE F – TABELA 4 .....</b>	<b>94</b>
	<b>APÊNDICE G –TABELA 5.....</b>	<b>95</b>
	<b>APÊNDICE H –TABELA 6.....</b>	<b>96</b>
	<b>APÊNDICE I – TABELA 7 .....</b>	<b>97</b>
	<b>APÊNDICE J – TABELA 8 .....</b>	<b>98</b>
	<b>APÊNDICE K – TABELA 9.....</b>	<b>99</b>
	<b>APÊNDICE L – TABELA 10 .....</b>	<b>100</b>
	<b>ANEXO A - ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG – VERSÃO BRASILEIRA .....</b>	<b>101</b>
	<b>ANEXO B – MINIBESTEST .....</b>	<b>105</b>
	<b>ANEXO C – ESCALA DE ESTÁGIOS DE RECUPERAÇÃO MOTORA DE BRUNNSTROM .....</b>	<b>108</b>
	<b>ANEXO D – BORG .....</b>	<b>110</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) <sup>1</sup> é uma condição isquêmica ou hemorrágica, causada pela obstrução ou ruptura das artérias que irrigam o encéfalo, comprometendo o sistema nervoso central (TERRANOVA et al., 2011). No Brasil, o AVE representa a segunda causa de mortalidade de adultos com cerca de 150 mil mortes anualmente, estimando-se que a cada 5 minutos um brasileiro venha a falecer em decorrência disto (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2014).

Apesar destes altos índices, o AVE é ainda considerado a afecção que mais ocasiona em incapacidades funcionais no mundo ocidental (WORLD STROKE ORGANIZATION, 2018). Em território nacional, cerca de 66% dos indivíduos acometidos apresentam limitações graduadas entre moderadas e graves (CARMO et al., 2016). E destes, 30% a 40% requerem algum tipo de auxílio em suas atividades cotidianas básicas (CARMO et al., 2016). Fato que repercute como um problema de saúde pública, especialmente para os países em desenvolvimento socioeconômico, como o Brasil (BENSENOR et al., 2015).

O impacto gerado pelas incapacidades é proveniente dos comprometimentos presentes no pós-AVE, como déficits sensoriais, cognitivos, de linguagem, percepção e, mais notoriamente, motores (TERRANOVA et al., 2011), tal como a hemiparesia, caracterizada pela perda parcial da função motora no hemídeo oposto à lesão encefálica (WOELLNER; GUIMBALA, 2015).

Estes déficits afetam diretamente as habilidades do controle postural para manter ou restaurar um estado de equilíbrio necessário para o desempenho de qualquer postura (POLLOCK et al., 2000), potencializando, assim, o risco de quedas dos indivíduos acometidos (WOELLNER; GUIMBALA, 2015).

A melhora do controle postural é, portanto, um dos principais objetivos de tratamento da fisioterapia que, dentro da reabilitação neurológica, emprega uma variedade de exercícios que priorizam a repetição de tarefas funcionais com formas de exigências progressivas, como por exemplo, o aumento da velocidade de execução da tarefa na medida em que o paciente evolui

---

<sup>1</sup> Termo indexado na plataforma de descritores DeCS (descritores de ciência da saúde) como sinônimo da língua portuguesa para Acidente Vascular Cerebral (AVC) (DECS, 2019).

(THOMPSON et al., 2013), a fim de favorecer o processo a fim de favorecer o processo de neuroplasticidade (KONG et al., 2016).

Porém, de acordo com os relatos dos fisioterapeutas na pesquisa de Putnam et al., (2014), proporcionar diferentes exigências e manter a motivação dos pacientes por longos períodos de terapia pode ser difícil, sendo necessário utilizar recursos cada vez mais desafiadores de suas capacidades (PUTNAM et al., 2014).

Em resposta a isto, com o avanço da tecnologia, sistemas de jogos digitais passaram a ser considerados como uma alternativa interessante (KATO, 2010), pois sua principal vantagem é proporcionar maior motivação e engajamento à prática de tarefas repetitivas (ROSAS et al., 2003; RIBEIRO et al., 2015).

A utilização de jogos digitais como coadjuvantes à fisioterapia permite que exercícios sejam realizados de forma mais interativa e lúdica do que quando em intervenções cinesioterapêuticas tradicionais (KONG et al., 2016; RIBEIRO et al., 2015; WEST; BERNHARDT, 2012). Estudos como os de Peters et al., (2013) e Lang et al., (2009), por exemplo, indicam que indivíduos pós-AVE tendem a realizar mais repetições de uma tarefa funcional, quando estão envolvidos em um ambiente de jogo.

Jogos digitais que envolvem movimentos significativos do ponto de vista terapêutico, ao propor atividades interativas baseadas em exercícios empregados na prática clínica são chamados de *Serious Games*, ou seja, jogos sérios, projetados para educação, treinamento e reabilitação (BOWER et al., 2015; WIEMEYER; KLIEM, 2011).

É o caso do *Serious Game* desenvolvido pelo grupo multidisciplinar de pesquisa à que este estudo está vinculado, que pretende treinar as habilidades do controle postural de indivíduos pós-AVE, ao simular três exercícios cinesioterapêuticos em atividades esportivas, com a possibilidade de proporcionar cinco exigências de velocidade diferentes (BOUMER, 2018).

Análises feitas com a aplicação de escalas funcionais, mostram que o uso de jogos digitais tem contribuído para diferentes finalidades, como para melhora do equilíbrio (BARCALA et al., 2011; CHANG et al., 2012; YOM; CHO; LEE, 2015), mobilidade (SAPOSNIK et al., 2011; MOUAWAD et al., 2011), funcionalidade (SARDI et al., 2012; TUROLLA et al., 2013), amplitude de

movimento (TANAKA et al., 2013; SHIN et al., 2014) e marcha (WALKER et al., 2010).

Entretanto, análises clínicas como estas podem estar sujeitas a algumas limitações, como a subjetividade das escalas, cuja precisão está diretamente relacionada à aplicação de um profissional experiente (RAHMAN et al., 2017); e avaliações feitas em momentos pré e pós-intervenção, que podem não fornecer informações detalhadas sobre quais estratégias foram utilizadas durante o movimento. Diferente das abordagens biomecânicas, que permitem obter variáveis quantitativas, enquanto o movimento ocorre (WINTER, 1996).

Em análises biomecânicas do controle postural, o conceito clássico de estabilidade é considerado, definido pela manutenção da projeção vertical do centro de massa (CMv) dentro dos limites da base de suporte (BoS). Quando a CMv excede esses limites, ocorre uma rápida mudança na área da base de suporte (ABoS), que desencadeia um passo (HAMILL; KNUTZEN, 1999). Horak et al., (2005), por exemplo, correlacionaram a CMv aos limites da BoS na postura ereta quieta de indivíduos hígidos e com a doença de Parkinson (HORAK et al., 2005).

Porém, quando se trata da estabilidade postural dinâmica, o conceito clássico de estabilidade se torna insuficiente, uma vez que, durante a execução dos movimentos, o centro de massa extrapolado (CMx) também deve ser observado, pois se refere não somente a posição do CMv, como a sua velocidade, o que indica se o CMv do indivíduo está se deslocando para fora ou para dentro da BoS (PAI et al., 2000).

Para analisar a estabilidade postural em condições dinâmicas, Hof et al., (2005) propuseram um indicador chamado margem de estabilidade (MoS), que estabelece a relação entre a menor distância do centro de massa extrapolado e os limites da BoS (HOF et al., 2005).

O indicador margem de estabilidade (MoS) tem sido utilizado para investigar as estratégias posturais adotadas por diferentes populações e em tarefas dinâmicas distintas, como por exemplo, com indivíduos hígidos em situações desestabilizadoras (INKOL et al., 2018; HAK et al., 2012), amputados durante a marcha com prótese (BOLGER et al., 2014; GATES et al., 2013; HOF et al., 2007) e pessoas pós-AVE durante a marcha em esteira

(VISTAMEHR et al., 2016) e em perturbações do equilíbrio (DE KAM et al., 2016). Embora, até nosso conhecimento, a MoS ainda não tenha sido investigada durante a prática com jogos digitais.

Considerando a população pós-AVE e seus comprometimentos, a margem de estabilidade, distância entre o CMv e a BoS, área da base de suporte e simetria de descarga de peso são alguns dos indicadores biomecânicos que podem fornecer informações sobre as estratégias utilizadas para manter a estabilidade durante a prática de um *Serious Game*.

Neste contexto, a presente dissertação de mestrado dedica-se a investigar a estabilidade postural dinâmica, através de indicadores biomecânicos coletados, durante movimentos esportivos simulados por um *Serious Game* com diferentes exigências de velocidade. Uma vez que, conhecer as tarefas funcionais que realmente desafiam o controle postural, pode contribuir para programas de intervenção mais adequados, especialmente, em se tratando de novas tecnologias em saúde, como os *Serious Games*.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo geral

Investigar a estabilidade postural dinâmica durante movimentos esportivos, simulados por um jogo digital com diferentes exigências de velocidades.

### 1.1.2 Objetivos específicos

- I) Comparar o comportamento dos indicadores de estabilidade dinâmica entre as cinco velocidades de cada jogo.
- II) Comparar o comportamento dos indicadores de estabilidade dinâmica entre o grupo AVE e hígido em cada jogo.
- III) Comparar o comportamento dos indicadores de estabilidade dinâmica entre os jogos.
- IV) Comparar as pontuações obtidas nos jogos entre o grupo AVE e hígido.

## 1.2 HIPÓTESES

Neste projeto serão testadas as seguintes hipóteses:

Com relação ao objetivo específico I:

Todos os valores dos indicadores de estabilidade dinâmica serão diferentes entre os níveis, independente do grupamento.

Com relação ao objetivo específico II:

Os indicadores de estabilidade dinâmica serão diferentes entre grupos, sendo que:

- II. a) Os valores da ABoS serão semelhantes entre o grupo AVE e hígido;
- II. b) A MoS e o CM-BoS serão menores para o grupo AVE em relação ao grupo hígido;

II. c) A simetria de descarga de peso do grupo AVE aumentará durante os jogos e se aproximará dos hígidos.

Com relação ao objetivo específico III:

Os indicadores de estabilidade dinâmica serão diferentes entre os jogos, sendo que:

III. a) Os valores da ABoS não mudarão entre os jogos para o grupo hígido, mudando apenas para o grupo AVE.

III. b) A MoS e o CM-BoS serão menores no jogo esqui do que no cabeceio e goleiro, independente do grupo;

III. c) A simetria de descarga de peso será maior durante o jogo cabeceio do que nos outros jogos.

Com relação ao objetivo específico IV:

As pontuações dos jogos serão maiores para o grupo hígido do que para o grupo AVE.

## **2. REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 CONTROLE POSTURAL E SUAS LIMITAÇÕES NO AVE**

O conceito conhecido como controle postural trata-se da relação conjunta entre os sistemas nervoso, sensorial e motor, usado para conferir estabilidade e equilíbrio em qualquer postura que o corpo humano assuma, seja ela estática ou dinâmica (DUARTE; FREITAS, 2010).

Este sistema desempenha as funções de sustentação, estabilização e equilíbrio. Isto porque os músculos apropriados são contraídos para sustentar o corpo contra a gravidade, os segmentos corporais são estabilizados enquanto outros segmentos executam o movimento e o corpo é mantido em estado de equilíbrio com a projeção do centro de massa dentro da base de apoio, polígono delimitado pela parte lateral dos pés (CARVALHO; ALMEIDA, 2009; DUARTE; FREITAS, 2010).

Para cumprir tais funções, o controle postural necessita de informações sensoriais sobre as posições relativas dos segmentos do corpo em relação à força da gravidade e às outras forças internas e externas que agem sobre ele durante ações motoras. Assim, as informações sensoriais são adquiridas por sensores pertencentes aos sistemas visual, vestibular e somatossensorial. A visão contribui para essa estrutura com noções sobre o ambiente e quanto à direção e velocidade dos movimentos; o aparato vestibular da orelha interna indica a orientação da cabeça; e os componentes somatossensoriais como, os fusos musculares, órgãos tendinosos de Golgi, receptores articulares e cutâneos informam a posição e a velocidade de todos os segmentos corporais em relação aos outros e ao ambiente, mudanças no comprimento muscular e contatos com objetos externos (BARELA, 2006).

Frente à abundância desses diferentes tipos de informações sensoriais, o SNC precisa realizar uma integração complexa que envolve a modulação dessas informações de acordo com altos níveis de processamento neural dependentes de questões como atenção, motivação e integridade das estruturas, não necessariamente ligadas ao controle consciente propriamente dito (MOCHIZUKI, 2003).

A partir dessa integração, o SNC elabora estratégias que representam soluções sensoriomotoras para o controle da postura, desencadeando respostas neuromusculares, que em associação aos componentes musculoesqueléticos de força muscular, amplitude de movimento, flexibilidade, propriedades viscoelásticas e relações biomecânicas (FERLA; GRAVE; PERICO, 2015; CARVALHO; ALMEIDA, 2009) controlam a ativação muscular de forma adequada para proporcionar estabilidade e permitir a execução dos movimentos com qualidade (DUARTE; FREITAS, 2010).

Em condições de integridade, essa estrutura funciona de forma harmoniosa e sem dificuldades. Porém, em casos de déficits em algum desses sistemas, as habilidades do controle postural tornam-se comprometidas, especialmente, na presença de desordens neurológicas (CAMPOS et al., 2012).

Após um AVE, a soma de disfunções sensoriais, cognitivas, de linguagem, percepção e, mais notoriamente, motoras, interferem, em certo grau, nessa estrutura (TERRANOVA et al., 2011; CAMPOS et al., 2012). A hemiparesia, que se caracteriza pela perda parcial da função motora do hemídeo oposto à lesão encefálica e que ocorre por uma lesão no motoneurônio superior, é o comprometimento motor mais evidente pós-AVE (CAMPOS et al., 2012), pois contribui para alterações no mecanismo de reflexo postural, sequenciamento e seletividade da ativação muscular, presença de espasticidade, perda de força muscular, destreza e coordenação (COSTA; BEZERRA; OLIVEIRA, 2006).

Em decorrência dessas alterações e do padrão patológico, comumente, flexor de membro superior (MMSS) e extensor de membro inferior (MMII), indivíduos hemiparéticos assumem uma tendência em manter-se em uma postura assimétrica, com distribuição de peso menor sobre o hemídeo parético (GENTHON et al., 2008). Essa assimetria e a dificuldade em transferir o peso para o lado afetado interferem na capacidade de manter o controle postural, impedindo a orientação e a estabilidade para realizar movimentos com o tronco e os membros (BARCALA et al., 2011; CESÁRIO; PENASSO; OLIVEIRA, 2006).

Desta forma, a melhora do controle postural constitui um dos primeiros objetivos de tratamento da fisioterapia, que fornece a base para todos os movimentos dinâmicos realizados pelo corpo humano (FERLA; GRAVE; PERICO, 2015).

## 2.2 FISIOTERAPIA NO CONTROLE POSTURAL

A fisioterapia utiliza de modalidades de tratamento que objetivam minimizar os déficits causados pelo AVE, sendo seu enfoque na melhora da função e prevenção de complicações secundárias que possam gerar incapacidades, principalmente, em relação às debilidades do controle postural, equilíbrio e mobilidade (FERLA; GRAVE; PERICO, 2015).

Devido ao fato da hemiparesia ser o comprometimento motor mais evidente pós-AVE, muitas vezes, o tratamento fisioterapêutico é negligenciado por profissionais que se concentram em atender os membros superior e inferior paréticos, quando, na verdade, um bom controle de tronco pode resultar no aprimoramento das habilidades do controle postural. Isto porque priorizar os sistemas envolvidos nesse controle garante a realização de atividades de vida diária de forma segura e independente (SENA et al., 2013).

Um plano de tratamento bem elaborado leva em consideração os princípios do desenvolvimento neuromotor para estabelecer a sequência e progressão dos objetivos a serem alcançados de acordo com as dificuldades e limitações presentes no pós-AVE (DUTTON, 2013).

Deste modo, na prática clínica são empregados exercícios cinesioterapêuticos de fácil aplicação e que utilizam equipamentos acessíveis, como por exemplo, pesos e resistências elásticas, bolas suíças, bastões, esteiras e barras paralelas (DOBKIN; DORSCH, 2013). Os exercícios, mais frequentemente utilizados, para a melhora do controle postural envolvem os movimentos primários de flexão anterior e posterior, inclinação latero-lateral e rotação de tronco (DAVIES, 1996), avançando para tarefas de maior complexidade como: realizar transferências de peso entre os membros inferiores, dar passos para frente, para trás e para os lados, subir e descer

degraus, passar por obstáculos, e deambular descalço em diferentes tipos de superfície (LASKOS, 2014). De forma geral, esses exercícios cinesioterapêuticos beneficiam indiretamente quesitos como lateralidade, simetria, coordenação motora, fortalecimento da musculatura comprometida e controle do equilíbrio estático e dinâmico (FERLA; GRAVE; PERICO, 2015).

Além da cinesioterapia, o tratamento fisioterapêutico dispõe de outros recursos (PIASSAROLI et al. 2012) que favorecem os mesmos fins como, hidroterapia (TONIETO et al., 2015), eletroestimulação (SABUT et al., 2013), aplicação dos métodos de redução postural (SEGURA; NASCIMENTO, 2011), princípios Kabat de facilitação neuromuscular proprioceptiva (SILVA, 2015), e conceito Bobath (COSTA et al., 2014).

Apesar de evidências (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013; TERRANOVA et al., 2011; SENA et al., 2013) comprovarem que estes tipos de tratamento são eficazes para melhora funcional dos indivíduos pós-AVE, devido à complexidade de interação dos sistemas que compõem o controle postural, nota-se a necessidade de meios de tratamento mais desafiadores ao paciente, visando favorecer sua recuperação (LLORÉNS et al., 2015). Para isso, recursos de tecnologias de jogos digitais têm sido empregados como coadjuvantes à fisioterapia (SHIH et al., 2010).

### 2.3 DESCRITORES DE TECNOLOGIAS DE JOGOS

Com o avanço da tecnologia, termos como: realidade virtual, jogos digitais e videogames, se tornaram amplamente difundidos e popularizados (KATO, 2010). Entretanto, algumas definições têm sido utilizadas de forma equivocada ao considerá-los como sinônimos (WATTANASOONTORN, 2013).

Apesar de todos se tratarem de formas de tecnologia aplicadas a jogos, esses recursos apresentam diferenças quanto a três critérios básicos: imersão, interação e envolvimento (REGO; MOREIRA; REIS, 2010). O critério de imersão está relacionado com o objetivo de proporcionar ao jogador a sensação de estar dentro de um ambiente virtual. A interação corresponde à

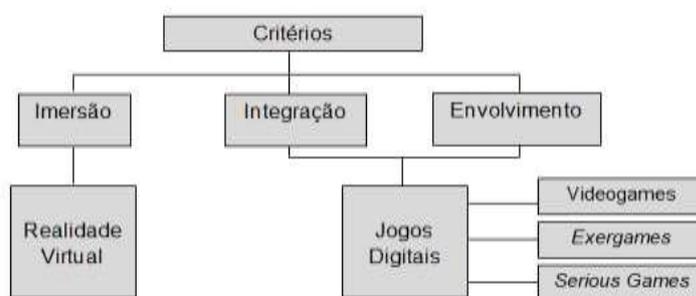
capacidade do computador detectar as ações do jogador e modificá-las em tempo real no ambiente de jogo. E o envolvimento é referente ao grau de motivação frente às atividades propostas (RODRIGUES; PORTO, 2013).

De acordo com a plataforma de descritores *MeSH (Medical Subject Headings)* o termo realidade virtual, é, portanto, definido como uma experiência imersiva, que utiliza de imagens gráficas em 3D, geradas por computador, para criar e projetar um ambiente simulado ao usuário. A experiência com esse tipo de sistema se dá através do uso de óculos tridimensionais, *headsets* e capacetes, que isolam qualquer interferência externa (MESH, 2018; RODRIGUES; PORTO, 2013).

A concepção do termo jogos digitais, no entanto, é mais ampla e se refere, não somente, aos anteriormente chamados videogames, como vinculam toda e qualquer produção de jogos ofertados no formato de vídeo ou digital, e reproduzidos em computadores, consoles, *smartphones*, *tablets* e qualquer outro equipamento que vier a ser lançado (MESH, 2018; RODRIGUES; PORTO, 2013). Esse recurso proporciona uma vivência mais interativa e envolvente.

No Brasil, estima-se que 35 milhões de pessoas utilizem algum tipo de jogo digital todos os dias (NEWZOO, 2013). A ascensão dessa área permitiu que novas modalidades de jogos fossem desenvolvidas, como por exemplo, os *Serious games*, jogos com os propósitos sérios de saúde ou educação (ANNETTA, 2010), e os *Exergames*, jogos de entretenimento com finalidades esportivas (BONNECHÈRE et al., 2016). Na Figura (1) está apresentado um fluxograma desses descritores.

Figura 1 – Fluxograma dos descritores de tecnologias de jogos



Fonte: a autora, 2019.

## 2.4 PANORAMA DOS JOGOS DIGITAIS NA SAÚDE

Nos últimos anos, as tecnologias de jogos passaram a integrar o contexto de novas abordagens aplicadas ao âmbito da saúde (CHEOK et al., 2015). Jogos digitais, a exemplo disso, têm sido utilizados como recursos coadjuvantes a diferentes tipos de tratamento, tanto clínicos quanto fisioterapêuticos (KATO, 2010).

Apesar de se tratar de um recurso ainda considerado inovador, os primeiros relatos científicos sobre o uso de jogos digitais em pacientes datam a década de 80 (KATO, 2010), em que foram empregados, ainda em ambiente hospitalar, em crianças portadoras de câncer (REDD et al., 1987) e com déficits motores (SZER, 1983; SKRICHEVETS et al., 1994).

No campo da fisioterapia, a grande aceitação dos jogos digitais pode ser atribuída ao maior engajamento e motivação que estes agregam a prática de tarefas repetitivas (ROSAS et al., 2003), feitas de modo mais interativo e lúdico do que quando realizadas durante intervenções cinesioterapêuticas tradicionais (KONG et al., 2016; RIBEIRO et al., 2015; WEST; BERNHARDT, 2012).

Estudos como os de Peters et al., (2013) e Lang et al., (2009) indicam que indivíduos pós-AVE tendem a realizar mais repetições de um movimento, quando estão envolvidos em um ambiente de jogo. Além disso, cumprir os requisitos físicos de jogar segurando algum tipo de controle ou *joystick* contribui para melhoras associadas à fisioterapia, como por exemplo, o alcance funcional dos membros superiores (SIETSEMA et al., 1993; KATO, 2010).

Jogos digitais comercialmente conhecidos, como a *Nintendo Wii®* (Nintendo, Kyoto, Japão) e o *XBOX Kinect®* (Microsoft, Redmond, EUA) são exemplos de recursos que têm beneficiado o tratamento de comprometimentos causados por doenças neurológicas (GALNA et al., 2014) e, em especial, após um episódio de AVE (KATO, 2010). Isto porque jogos comerciais apresentam maior disponibilidade no mercado, a um custo acessível e garantem portabilidade (KONG et al., 2016; KATO, 2010).

Embora, jogos comerciais sejam fabricados para o entretenimento, evidências mostram que estes podem colaborar para melhoras relacionadas à

funcionalidade dos MMSS (SIN; LEE, 2013, BAO et al., 2013), aumento das amplitudes de movimento (MOUAWAD et al., 2011), força muscular (LEE, 2013), habilidades de equilíbrio (CHO; LEE; SONG, 2012; MORONE et al., 2014) e marcha (PARK et al., 2017).

No estudo de Sin, Lee (2013), 12 indivíduos pós-AVE em fase crônica foram submetidos a um protocolo complementar a fisioterapia, utilizando o jogo comercial da *Microsoft XBOX 360*® a fim de verificar seus efeitos sobre a função dos MMSS. Após o término desse protocolo de seis semanas, foram observadas melhoras na função do MSP, avaliadas pela escala funcional *Fugl-Meyer Assessment* (FMA).

Bao et al., (2013), que também tiveram como objetivo avaliar os efeitos da *Microsoft XBOX 360*® na funcionalidade dos MMSS, utilizou uma amostra menor, de cinco pessoas pós-AVE na fase subaguda em um período de intervenções de três semanas. Porém, apesar do tamanho da amostra e do estágio de recuperação do AVE serem diferentes, foram observados resultados semelhantes aos mencionados por Sin, Lee (2013).

Mouawad et al., (2011), pretenderam verificar outro aspecto relacionado aos MMSS, as chamadas amplitudes de movimento (ADM), das articulações de ombro de sete indivíduos pós-AVE em fase crônica. Para tanto, utilizaram o jogo comercial *Nintendo Wii Sports*® durante 1 hora em 14 dias consecutivos. Ao fim do estudo, foi constatado um aumento das ADMs medidas por goniometria em todos os participantes.

Lee (2013), por sua vez, também observou aumento na variável estudada, o grau de força muscular. Em seu estudo foram recrutados 14 participantes pós-AVE crônicos, divididos igualmente em grupo experimental e controle. Os integrantes do grupo experimental receberam intervenções com o jogo da *Microsoft XBOX 360*® associado à terapia ocupacional no período de seis semanas. Como resultado, apenas o grupo experimental apresentou incremento da força dos músculos de MMSS, avaliados pelo teste de força manual.

Para investigar os possíveis efeitos de um jogo comercial sobre o equilíbrio, Cho; Lee; Song (2012) optaram pelo jogo *Nintendo Wii Fit Plus*® que acompanha a plataforma sensível à pressão, denominada *Balance Board*®. Nesse estudo, 22 indivíduos pós-AVE foram selecionados e alocados aleatoriamente nos grupos experimental e controle. Ambos os grupos receberam atendimentos de fisioterapia durante seis semanas. Porém, somente o grupo experimental foi submetido ao treino complementar de equilíbrio com o jogo e foi o único a apresentar melhora dessa habilidade, avaliada pelas escalas de BERG e *Time Up and Go* (TUG)

Morone et al., (2014), da mesma forma, empregaram o *Nintendo Wii Fit Plus*® em 25 pessoas pós-AVE que participaram do grupo experimental durante quatro semanas. 25 indivíduos de condição semelhante receberam atendimentos fisioterapêuticos, exclusivamente. Assim como o relatado por Cho; Lee; Song, (2012), o grupo experimental alcançou melhoras na pontuação da escala de BERG, e ainda, no índice de Barthel.

Quanto à marcha, Park et al., (2017) mostram que o jogo da *Microsoft XBOX 360*® pode gerar resultados promissores. Para verificar isto, 20 indivíduos pós-AVE crônicos foram selecionados e divididos em grupo experimental e controle. Além de intervenções fisioterapêuticas, o grupo experimental foi submetido a um protocolo de 30 minutos com o jogo durante seis semanas, o que resultou em melhor desempenho no *Time Up and Go* (TUG) e no teste de caminhada de 10 metros, em comparação ao outro grupo.

Porém, apesar de todas as utilidades mencionadas acima, jogos comerciais também possuem limitações importantes (BOWER et al., 2015). Isto porque os jogos feitos para população em geral podem ser muito desafiadores ou inadequados para pessoas com déficits cognitivos e físicos (LANG et al., 2009).

Se, por um lado, Mouawad et al., (2011), constataram bons resultados utilizando a *Nintendo Wii Sports*® com pessoas pós-AVE, Putnam et al., (2014), com base nos relatos de 34 fisioterapeutas e pacientes, salientam que esses indivíduos podem ter dificuldades em manipular controles, especialmente, o utilizado nesse jogo (PUTNAM et al., 2014). O mesmo foi

observado por Galna et al., (2014) ao investigar pessoas com a doença de Parkinson, que descreveram a experiência com a *Nintendo Wii Sports*® como frustrante por não conseguirem segurar o controle corretamente para praticar um jogo de *Golf* (GALNA et al., 2014).

Ainda que existam muitos estudos que utilizem o jogo comercial da *Microsoft XBOX 360*® em populações neurológicas, Bower et al., (2015), ressaltam que indivíduos pós-AVE podem ter dificuldades para responder a atividades rápidas e visualmente complexas, como nos jogos da série *Kinect Adventures*® (Microsoft, Redmond, EUA) (BOWER et al., 2015).

Pessoas com a doença de Parkinson, recrutadas no estudo de Galna et al., (2014), de modo similar, reportaram que as intervenções com o jogo da *Microsoft XBOX 360*® foram laboriosas e nove participantes se referiam aos jogos de aventura como sendo muito complexos e de velocidade rápida (GALNA et al., 2014).

Fato que também ocorre com o jogo da *Nintendo Wii Fit Plus*® que propõe atividades que desafiam o equilíbrio sobre a plataforma *Balance Board*®. Forsberg et al., (2015) ao entrevistar nove fisioterapeutas e 15 pessoas com esclerose múltipla, obtiveram descrições que consideraram esse jogo como difícil dentro de suas capacidades físicas e cognitivas (FORSBERG et al., 2015).

Dificuldades como estas, frequentemente, levam a reações de frustração e desânimo em indivíduos com desordens neurológicas, haja vista que jogos comerciais não possuem configurações de ajuste (TATLA et al., 2015; BOWER et al., 2015). E as baixas pontuações e ausências de vitórias em ambiente de jogo contribuem, ainda mais, para esse sentimento (TOLENTINO et al., 2011).

Ribeiro et al., (2015) que avaliaram os efeitos do jogo *Nintendo Wii*® na qualidade de vida de 15 participantes pós-AVE, verificaram que mesmo os níveis mais baixos do jogo geraram influências negativas nas respostas da categoria saúde mental do questionário SF-36, como estresse, depressão e ansiedade. Por isso, os autores reforçam que apesar desse jogo comercial ser divertido, incentivos recompensadores e finais vitoriosos são fundamentais

para melhor adesão dos indivíduos com comprometimentos (RIBEIRO et al., 2015).

De acordo com a pesquisa realizada por Tolentino et al., (2011), 23 especialistas em jogos digitais, atribuem as baixas pontuações feitas por pessoas com déficits motores a interfaces complexas, sobrecarregadas por informações audiovisuais, que os confundem, levando a mais erros e, conseqüentemente, dificultando o aprendizado da tarefa (TOLENTINO et al., 2011).

Embora, para Kong et al., (2016), as tarefas propostas por jogos comerciais sejam uma relação controversa, pois ao mesmo tempo em que estes jogos permitem treinar movimentos dinâmicos, tais movimentos podem não apresentar relevância do ponto de vista terapêutico, ao nem sempre, estimular a formação de padrões funcionais (KONG et al., 2016).

Motivados por estas e outras limitações presentes nos jogos comerciais, esforços em pesquisas e desenvolvimentos de protótipos começaram a ser feitos a partir do ano de 2000 (MCTI, 2016), a fim de fomentar uma nova modalidade de jogos projetados especificamente para atender a propósitos sérios, sendo, por isso, chamados de *Serious games* (BOWER et al., 2015; ANNETTA, 2010).

Os *Serious games* representam jogos que vão além de objetivos lúdicos e de entretenimento (TOLENTINO et al., 2011), pois integram simulação, aprendizado e treinamento de tarefas, com aplicações nas áreas de pesquisa, educação e saúde (WIEMEYER; KLIEM, 2012). De forma geral, os *Serious games* destinados à saúde são desenvolvidos levando em consideração as necessidades de pessoas com quaisquer tipos de déficits, buscando melhorar e expandir os cuidados com o bem-estar (TOLENTINO et al., 2011).

No que diz respeito à reabilitação, estes jogos podem oferecer recursos ainda mais interessantes (IJSSELSTEIJN, et al., 2007). Isto porque, os *Serious games*, geralmente, são projetados por equipes inter e multidisciplinares, reunindo a *expertise* de profissionais de diferentes áreas, como

programadores, engenheiros, fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais (WIEMEYER; KLIEM, 2012).

Dispor de uma equipe composta por estes profissionais, especialmente, fisioterapeutas durante a concepção dos jogos, possibilita que as tarefas propostas simulem uma variedade de exercícios utilizados na prática clínica. A ideia é que os exercícios sejam apresentados de maneira mais motivadora, contribuindo para aumentar a adesão aos programas de tratamento (ROY et al., 2013).

Fato que foi observado no estudo piloto do *Serious game* desenvolvido por Kaminer et al., (2014), em que os indivíduos pós-AVE submetidos ao jogo, descreveram a experiência como muito satisfatória, sugerindo que gostariam de inclui-lo à terapia (KAMINER et al., 2014).

Os *Serious games* proporcionam, além de tarefas motivadoras, desafios moduláveis. De acordo com Bower et al., (2015), o que torna os desafios apropriados é a possibilidade de selecionar níveis de dificuldade diferentes, personalizando o jogo às capacidades de cada indivíduo. A importância disto é que atividades com objetivos funcionais em graus de dificuldade progressivos estimulam o processo de neuroplasticidade e favorecem o aprendizado de tarefas motoras (LLORÉNS et al., 2015).

O desempenho do indivíduo, independente dos níveis de dificuldade, pode ser acompanhado pelos *feedbacks* fornecidos pelos *Serious games* (BOWER et al., 2015), o que contribui para avaliações baseadas em dados objetivos, como registro de pontuações e, também, variáveis biomecânicas, dependendo do dispositivo de reconhecimento do movimento utilizado (LLORÉNS et al., 2015).

O jogo digital desenvolvido pelo grupo de pesquisa a que este projeto está vinculado é um exemplo de *Serious Game* projetado em território Brasileiro e que reúne todas as vantagens mencionadas. O jogo que é chamado pelo acrônimo SIRMeC<sup>2</sup> foi desenvolvido por um grupo multidisciplinar de profissionais, cuja experiência permitiu idealizar jogos com o

---

<sup>2</sup> Para mais detalhes, ver BOUMER, (2018).

propósito de melhorar as habilidades do controle postural de pessoas pós-AVE, personalizando a experiência de acordo com as características particulares de cada indivíduo.

Jogos digitais com objetivos semelhantes de reabilitação motora são encontrados no cenário internacional como os sistemas canadenses, *Jintronix Rehabilitation Gaming System*<sup>3</sup> e o IREX – *Interactive Rehabilitation and Exercise Systems Gesturetek*.<sup>4</sup>

## 2.5 ANÁLISE BIOMECÂNICA DO CONTROLE POSTURAL

O controle postural pode ser avaliado por meio de análises biomecânicas do movimento, que fornecem informações quantitativas de alta confiabilidade ao empregar recursos como a cinemetria e plataformas de força (AMADIO; SERRÃO, 2007). Essa abordagem permite que dados sejam registrados durante a execução de diferentes tarefas e, em especial para este estudo, durante a prática de um jogo digital. Algumas das variáveis que podem contribuir para caracterizar o controle postural de pessoas pós-AVE são: a projeção vertical do centro de massa (CMv), distância entre o CM e a base de suporte (CM-BoS), margem de estabilidade (MoS) e simetria de descarga de peso.

### 2.5.1 Centro de massa (CM)

A grandeza física denominada centro de massa (CM) é considerada como essencial para analisar as habilidades do equilíbrio, uma vez que, se trata de uma variável passiva, regida pelo sistema de controle postural (WINTER, 1996).

Por definição, o CM representa um ponto teórico, onde se pode considerar que a força peso do corpo está aplicada. Este ponto refere-se ao CM total, estimado a partir de uma média ponderada do CM de cada segmento

---

<sup>3</sup> Para mais informações sobre o JINTRONIX, acessar o link: <http://www.jintronix.com/pt/>

<sup>4</sup> Para mais informações sobre o IREX, acessar o link: <http://www.gesturetekhealth.com/products/irex>

corporal (HAMILL et al., 2016). A projeção vertical do CM, em condições de equilíbrio, é mantida dentro da base de suporte (SHUMWAY-COOK, 2010).

Com os segmentos do corpo em movimento, o CM total encontra-se continuamente em modificação e por isso, há necessidade de recalculá-lo tendo em vista intervalos temporais (HAMILL et al., 2016). A abordagem mais utilizada para estimar o CM é o método cinemático (WINTER, 1995), que consiste em utilizar a cinemetria para captar as posições dos segmentos corporais e suas respectivas massas, em relação ao tempo e espaço (DUARTE; FREITAS, 2010). O modelo mais completo para estimativa do CM considera 14 segmentos corporais. Um modelo simplificado foi proposto por Tisserand et al., (2018) que considera 9 segmentos para o cálculo do CM. Porém, de acordo com Winter; Mackinnon, (1993) o mesmo pode ser feito de forma confiável considerando apenas 7 segmentos, desde que o segmento tronco seja delimitado por 4 marcadores refletivos (WINTER; MACKINNON 1993).

O comportamento do CM possibilita inferir características do controle postural, especialmente, ao investigar indicadores como amplitude de deslocamento, velocidade e aceleração (SHUMWAY-COOK, 2010). Estudos biomecânicos têm analisado a projeção vertical do centro de massa (CMv) em diferentes condições, como por exemplo, na postura ereta quieta (YAMAMOTO et al., 2015), em perturbações do equilíbrio (SALOT, 2016) e durante a marcha (CARMO et al., 2015).

### **2.5.2 Limite de estabilidade e distância CM-BoS**

O conceito de limite de estabilidade está relacionado ao entendimento da base de suporte, uma vez que, durante a manutenção da postura bípede, a projeção vertical do centro de massa (CMv) é mantida dentro dos limites dessa base e, nesse caso, dos limites de estabilidade (DUARTE; FREITAS, 2010).

Os limites de estabilidade são considerados como fronteiras dentro das quais um indivíduo pode permanecer estável, sem ter que retirar os pés da superfície de apoio (O'SULLIVAN, 2010). Apesar de serem ditos como

fronteiras, esses limites não são como barreiras fixas em torno do polígono delimitado pelos pés, mas se modificam de acordo com critérios, como as tarefas executadas, as características próprias do indivíduo e estímulos externos (SHUMWAY-COOK, 2010), representando, assim, uma base de suporte funcional (DUARTE; FREITAS, 2010).

Por esta razão, em análises biomecânicas, o limite de estabilidade é correlacionado à projeção vertical do centro de massa (CMv), em qualquer instante de uma postura (PAI et al., 2000). Esta interação permite avaliar as habilidades do controle postural, verificando se uma pessoa é capaz de manter a estabilidade dentro de seus limites ou se é necessário dar um passo para restabelecer o equilíbrio (SHUMWAY-COOK, 2010).

Horak et al., (2005), por exemplo, correlacionaram a CMv aos limites da BoS na postura ereta quieta de pessoas com a doença de Parkinson e hígidos, revelando que indivíduos com a doença de Parkinson exploraram menos os limites de estabilidade em comparação aos hígidos, o que nessa população indicou um controle postural mais debilitado (HORAK et al., 2005).

Vries et al., (2018) realizaram essa correlação com indivíduos hígidos idosos e jovens. Ambos os grupos foram submetidos à prática de dois jogos digitais de esqui, enquanto o CM era estimado por cinemetria. O resultado deste estudo mostrou que o grupo idoso explorou mais os limites de estabilidade da BoS do que o grupo jovem, o que nesse caso foi interpretado como um bom controle postural conquistado de forma dinâmica (VRIES et al., 2018).

### **2.5.3 Margem de estabilidade (MoS)**

Manter o centro de massa (CM) dentro dos limites da base de suporte é uma questão crítica para equilíbrio, no entanto, quantificar essa capacidade, também é uma tarefa desafiadora. De acordo com Pai et al., (2000), durante a execução de movimentos, o centro de massa extrapolado (CMx) deve ser considerado, pois se refere não somente a posição do CMv, como a sua velocidade, o que indica se o CMv do indivíduo está se deslocando para fora

ou para dentro da BoS (PAI et al., 2000). Isto porque mesmo se o CM estiver dentro da BoS, o equilíbrio pode ser impossível se sua velocidade for direcionada para fora. O inverso também é verdadeiro, pois mesmo que o CM esteja fora da BoS, mas sua velocidade for direcionada para dentro, o equilíbrio pode ser alcançado (HOF et al., 2005).

Sabendo disso, Hof et al., (2005) propuseram uma medida de estabilidade para condições dinâmicas chamada de margem de estabilidade (MoS), que estabelece a relação entre a menor distância do centro de massa extrapolado (CMv) e os limites da BoS. A interpretação dessa variável permite não apenas relacionar a CMV e a BoS como identificar os riscos de queda, uma vez que, valores menores de margem de estabilidade significam que CMx está mais próximo dos limites da base (HOF et al., 2005).

A MoS tem sido frequentemente utilizada para quantificar a estabilidade postural durante a marcha. É o caso dos estudos de Bolger et al., (2014); Gates et al., (2013) e Hof et al., (2007), que investigaram essa variável na marcha de indivíduos amputados com prótese. Vistamehr et al., (2016) realizaram uma análise semelhante com 19 indivíduos pós-AVE, que apresentaram maiores valores de MoS durante a marcha em esteira, o que sugeriu um menor risco de queda.

Em outras tarefas motoras, a MoS também foi analisada. Hak et al., (2012), por exemplo, combinaram a marcha em esteira com um sistema de realidade virtual, que criava situações de perturbação de equilíbrio ao simular obstáculos em uma pista de caminhada. Os voluntários submetidos a esse sistema apresentaram maiores valores de MoS, independente da perturbação, ou seja, o CMx desses indivíduos permaneceu afastado dos limites da BoS.

O mesmo foi visto por Inkol; Huntley; Vallis (2018), que observaram essa variável durante perturbações de equilíbrio aplicadas a 10 adultos hígidos, o que resultou em maiores valores de MoS, indicando que além do CMx estar afastado dos limites da BoS, a área da base de suporte (ABoS) desses indivíduos também não foi explorada.

### **3 METODOLOGIA**

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (nº 2.919.827) e trata-se de um estudo classificado como sendo de abordagem quantitativa, exploratória e transversal (GIL, 2017).

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), localizado na Clínica Escola de Fisioterapia da PUCPR, na cidade de Curitiba.

#### **3.1 PARTICIPANTES**

A pesquisa foi conduzida com dois grupos de participantes, um composto por pessoas hemiparéticas pós-AVE e outro por pessoas hígdas.

##### **3.1.1 Participantes hemiparéticos pós-AVE**

O recrutamento dos participantes pós-AVE foi feito por meio de contato com clínicas, hospitais e profissionais da área da saúde que atuavam junto a esta população, como por exemplo, fisioterapeutas, médicos e terapeutas ocupacionais, da cidade de Curitiba e região metropolitana, no período de novembro de 2018 a março de 2019.

Estes voluntários precisavam satisfazer os critérios de inclusão e exclusão similares aos estabelecidos por Bambirra et al., (2015) em seu estudo de validação da escala de equilíbrio MiniBESTest adotada neste projeto.

Portanto, os critérios de inclusão para participantes pós-AVE foram: apresentar diagnóstico médico confirmado de AVE; tempo de evolução pós-AVE acima de 4 semanas, incluindo pessoas na fase sub-aguda e crônica (O'SULLIVAN, 2010); idade igual ou superior a 20 anos completos; capazes de deambular ao menos seis metros sem assistência humana, sendo permitida a utilização de órteses e/ou dispositivos auxiliares. Os critérios de exclusão foram: apresentar AVE bilateral; afasia de compreensão; outras doenças

neurológicas; déficit visual não corrigido e severas alterações musculoesqueléticas não relacionadas ao quadro de AVE (BAMBIRRA et al., 2015).

### 3.1.2 Participantes hígidos

O recrutamento dos participantes hígidos foi feito entre as pessoas da comunidade acadêmica, da qual os pesquisadores fazem parte, na cidade de Curitiba e região metropolitana, no período de novembro de 2018 a março de 2019.

Estes voluntários precisavam satisfazer os critérios de inclusão de possuir sexo e idade iguais aos participantes do grupo AVE e apresentar pontuação máxima no teste de equilíbrio de BERG. Não foram aceitos indivíduos que apresentaram doenças neurológicas; déficits visuais não corrigidos; alterações musculoesqueléticas e instabilidades clínicas.

### 3.1.3 Amostra

A amostra total do estudo foi composta por 32 pessoas, subdivididas em: 16 indivíduos pós-AVE e 16 hígidos pareados. As características dessa amostra estão dispostas na Tabela 1.

Tabela 1 – Caracterização da amostra

Variáveis	Grupo AVE (n 16)	Grupo Hígido (n 16)	<i>p-value</i>
Sexo – (masculino/feminino)	12/4	12/4	-
Idade (anos)	57 ( ± 9)	57 ( ± 9)	1,000
Massa corporal (kg)	72,0 ( ± 20)	75,0 ( ± 21)	0,598
Estatuta (m)	1,66 ( ± 1)	1,67 ( ± 1)	0,049
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	28,0 ( ± 3)	28,0 ( ± 5)	0,296
Dominância (direita/esquerda)	14/2	16/0	-
BERG (0 – 56)	44 ( ± 1)	56 ( ± 0)	-

Fonte: a autora, 2019.

Nota: Valores expressos em média e (desvio-padrão). IMC: Índice de massa corporal. *p-value*: Teste *T-Student* para amostras independentes.

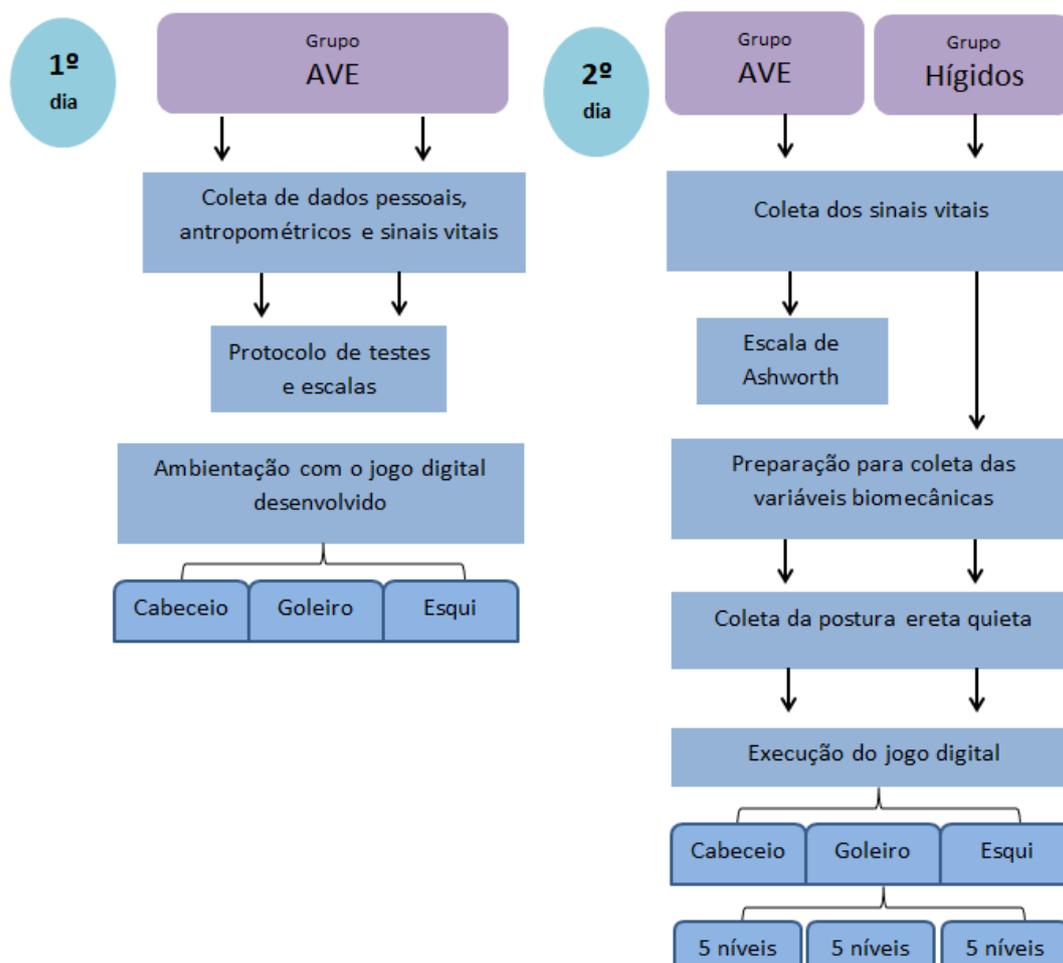
### 3.2 PROCEDIMENTOS

Os voluntários do grupo AVE compareceram ao LaMH por dois dias, os quais foram separados entre si por, no mínimo um dia e no máximo, sete. O primeiro dia era dedicado à avaliação e familiarização dos voluntários. O segundo dia destinado à coleta experimental com o jogo digital. O grupo hígido compareceu ao laboratório apenas em um dia, no qual era avaliado e realizava a coleta experimental com o jogo. No subitem a seguir, uma visão geral dos procedimentos experimentais será apresentada e nos subitens seguintes serão detalhadas separadamente.

#### 3.2.1 Visão geral dos procedimentos experimentais

Os procedimentos experimentais adotados estão expostos na Figura (2).

Figura 2 – Procedimentos experimentais



Fonte: a autora, 2019.

### 3.2.2 Descrição dos procedimentos experimentais

Todos os voluntários foram recebidos separadamente pelo pesquisador, que esclareceu a natureza e sequência de cada procedimento a ser realizado. Após esclarecimentos de dúvidas, havendo concordância, os participantes receberam e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE A) (APÊNDICE B).

#### 3.2.2.1 Procedimentos aplicados ao grupo AVE

No primeiro dia, os voluntários pós-AVE tiveram seus dados pessoais, antropométricos (peso, altura, comprimento dos MMII, largura dos joelhos e tornozelos) e sinais vitais (pressão arterial, frequência cardíaca e saturação de oxigênio), registrados em ficha de avaliação (APÊNDICE C). Em seguida, foi realizada a aplicação de um protocolo de testes e escalas funcionais, com o propósito de caracterizar as condições físicas desses participantes (Tabela 2).

Tabela 2 – Caracterização clínica do grupo AVE

Variáveis	Grupo AVE (n 16)
Etiologia do AVE – (isquêmico/hemorragico)	10/6
Tempo pós-AVE (meses)	35 ( ± 10)
Hemiparesia (direita/esquerda)	10/6
Dominância (direita/esquerda)	14/2
BERG (0 – 56)	44 ( ± 1)
BORG (0 – 10)	2 ( ± 1)
MiniBESTest (0 – 28)	14 ( ± 8)
Brunnstrom Braço (1 – 7)	3 ( ± 2)
Brunnstrom Punho (1 – 6)	4 ( ± 2)
Brunnstrom Membro inferior (1 – 6)	5 ( ± 1)
Brunnstrom Tornozelo (1 – 6)	4 ( ± 2)

Fonte: a autora, 2019.

Nota: Valores expressos em média e (desvio-padrão).

Findada esta etapa, deu-se início à ambientação dos voluntários com o *Serious Game* utilizado neste estudo. Primeiro, o pesquisador demonstrou como os jogos funcionavam e orientou como desempenhar as habilidades motoras por trás de cada tarefa proposta.

Depois, os voluntários foram orientados a retirar seus calçados e posicionar seus pés sobre duas plataformas de força, afixadas no chão e inseridas em um tablado de madeira, cujo objetivo era fornecer maior segurança aos participantes.

Ao término do jogo e antes de serem liberados, os voluntários pós-AVE foram convidados a se sentar em uma cadeira para ter seus sinais vitais mensurados novamente e serem questionados a respeito de sua percepção de cansaço por meio da escala de BORG (HAMPTON et al., 2014), como forma de monitoração de seu estado.

No segundo dia, os sinais vitais de pressão arterial, frequência cardíaca e saturação de oxigênio foram coletados novamente. Neste momento, os participantes do grupo pós-AVE tiveram, também, seu grau de espasticidade muscular mensurada pela escala modificada de *Ashworth* (BOHANNON; LEARY, 1995).

Após isto, os voluntários foram preparados para coleta das variáveis biomecânicas de interesse para este estudo. Para tanto, os mesmos foram orientados a colocar um conjunto de roupas específicas, disponibilizados pelos pesquisadores. Uma vez com o traje, marcadores refletivos esféricos foram posicionados sobre os pontos anatômicos dos voluntários, viabilizando a coleta por cinemetria.

Em seguida, os voluntários foram orientados a posicionar seus pés sobre as duas plataformas de força, cobertas por papel *Kraft*, na qual o contorno dos pés dos voluntários era feito a caneta. Em seguida, era realizada a coleta da postura ereta quieta por 60 s, olhando para um ponto fixo a 2 m de distância do voluntário. Após isto eram realizadas as mesmas tarefas do jogo digital, já experimentado por eles durante a ambientação. Ao término do jogo, os participantes foram convidados a se sentar em uma cadeira como forma de descanso e também, para terem seus sinais vitais mensurados novamente e serem questionados a respeito de sua percepção de cansaço por meio da escala de BORG (HAMPTON et al., 2014).

### 3.2.2.2 Procedimentos aplicados ao grupo hígido

Após serem recebidos pelo pesquisador, era iniciada a coleta de dados pessoais, antropométricos (peso, altura, comprimento dos MMII, largura dos joelhos e tornozelos) e sinais vitais (pressão arterial, frequência cardíaca e saturação de oxigênio), que foram anotados na ficha de avaliação (APÊNDICE C). Em seguida, a escala de BERG foi aplicada. Findada essa etapa, os voluntários hígidos foram submetidos aos mesmos procedimentos experimentais de jogo feitos com o grupo AVE.

### 3.2.3 Descrição do protocolo de testes e escalas funcionais

Considerando que este estudo envolve indivíduos com comprometimentos causados pelo AVE, foi necessário avaliá-los de forma mais criteriosa, empregando um protocolo composto por testes e escalas funcionais, que levam em consideração os déficits que podem influir sobre o controle postural dos mesmos.

O protocolo é composto pelas escalas de equilíbrio de BERG (BLUM; KORNER-BITENSKY, 2008) (ANEXO A) e MiniBESTest (BAMBIRRA et al., 2015) (ANEXO B); pela Escala modificada de *Ashworth* (BOHANNON; LEARY, 1995); pelos testes de reflexos tendinosos profundos (O’SULLIVAN, 2010); pela escala de recuperação motora de Brunnstrom (BRUNNSTROM, 1977) (ANEXO C), pelo teste de Propriocepção Consciente (LUNDY-EKMAN, 2000) e Sensibilidade Cutânea Plantar por meio de estesiometria (CARVALHO et al., 2009); e ainda, pela escala de percepção de cansaço de 1 a 10 de BORG (HAMPTON et al., 2014) (ANEXO D).

Inicialmente, cada voluntário, separadamente, foi convidado a se sentar para ter seus reflexos tendinosos profundos dos músculos bíceps, tríceps, braquiorradial, quadríceps e gastrocnêmio, de ambos os hemídeos, verificados.

Após isto, a espasticidade foi testada por meio da escala modificada de *Ashworth*, que para sua aplicação, ao voluntário foi solicitado que permanecesse nos decúbitos dorsal e lateral, à medida que se realizava a

avaliação da espasticidade dos grupos musculares flexores de punho e cotovelo, adutores de ombro, flexores e adutores de quadril, flexores e extensores de joelho e plantiflexores de tornozelo (BOHANNON; LEARY, 1995).

Em seguida, aplicou-se o teste de propriocepção consciente, em que se solicitou ao voluntário, que o mesmo deita-se em decúbito dorsal sobre uma superfície de apoio, enquanto uma venda foi posicionada sobre seus olhos. Após orientações do procedimento, a propriocepção dos tornozelos e dos primeiros metatarsos foi testada através da movimentação passiva de cada um desses segmentos, a ser realizada pelo pesquisador, que questionou ao voluntário a posição espacial de sua articulação, em flexão ou extensão, naquele dado momento. Estes movimentos foram repetidos aleatoriamente três vezes em cada segmento, para então, ser classificado o desempenho final. Posteriormente, o avaliador movimentou passivamente o membro inferior parético do participante, a fim de colocá-lo em uma posição de tríplex flexão, ou seja, flexão simultânea das articulações de quadril, joelho e tornozelo, e em seguida, solicitou que o mesmo reproduzisse a posição com o membro inferior não parético. O mesmo teste foi realizado nos membros superiores, envolvendo as articulações de ombro, cotovelo e punho em flexão. Neste caso, os movimentos foram realizados uma única vez (LUNDY-EKMAN, 2000).

A sensibilidade cutânea plantar por meio de estesiometria, foi testada em seguida, a qual consiste na aplicação de monofilamentos de *nylon* de diferentes calibres (Monofilamentos de Semmes-Weinstein) sobre pontos especificamente mapeados nos pés. Para execução deste teste, o voluntário continuou vendado em decúbito dorsal, sobre a mesma superfície de apoio, enquanto que o avaliador posicionou os monofilamentos perpendicularmente aos pontos de interesse. Cada ponto foi testado por até três vezes e, não havendo resposta positiva, passou-se a testar o monofilamento mais calibroso que o anterior (CARVALHO et al., 2009).

A classificação dos estágios de recuperação motora de Brunnstrom requereu que o voluntário executasse tarefas específicas para membros superiores, compreendendo ações em nível de ombro, cotovelo, punho e mão,

para que então, fossem realizadas ações motoras para os membros inferiores, envolvendo quadril, joelho, tornozelo e pé. A observação dessas tarefas permitiu a distinção de movimentos isolados, ou seja, independentes e movimentos sinérgicos, em blocos (BRUNNSTROM, 1977).

Por fim, realizou-se as escalas funcionais destinadas a avaliação do equilíbrio, a BERG e a MiniBESTest (BAMBIRRA; MAGALHÃES; RODRIGUES-DE-PAULA, 2015; BLUM; KORNER-BITENSKY, 2008). Ao término do protocolo, o voluntário foi convidado a se sentar em uma cadeira como forma de descanso e também, para responder a escala de percepção de cansaço de 1 a 10 de BORG (HAMPTON et al., 2014).

#### **3.2.4 Descrição do Setup experimental**

Para obtenção das variáveis biomecânicas utilizou-se recursos tecnológicos, como plataformas de força e o sistema de análise tridimensional do movimento, disponíveis no LaHM, que pertencem ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde (PPGTS).

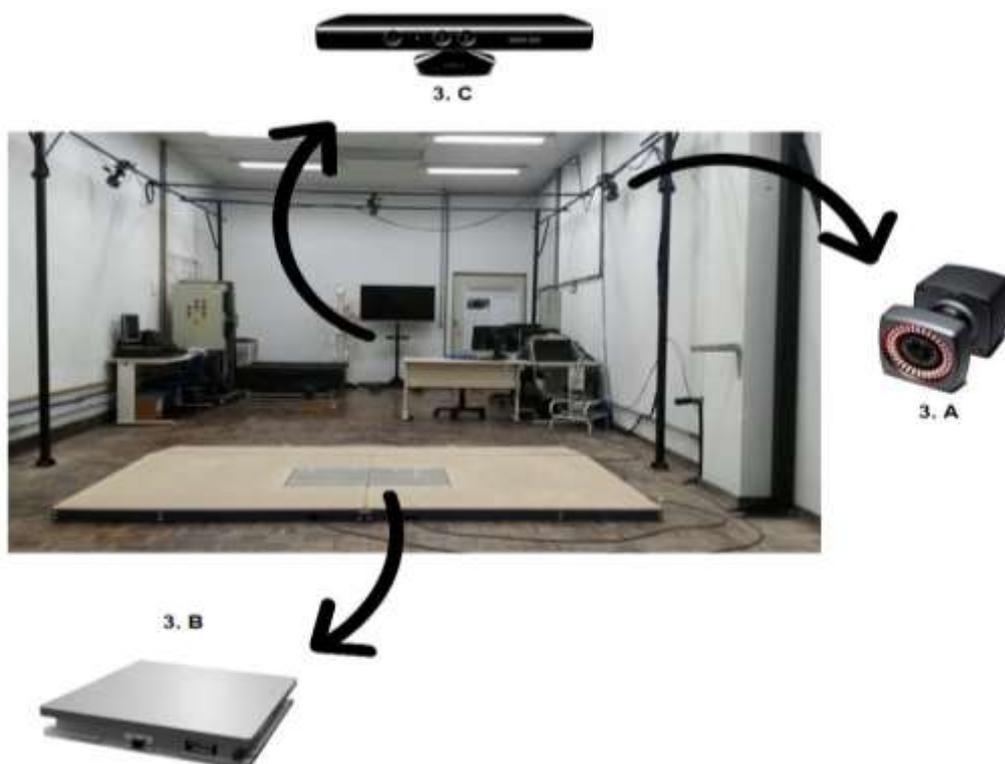
O sistema de análise do movimento que foi usado é da empresa *Vicon®*, que permite a captura dos movimentos em três planos (x, y, z) por meio de seis câmeras de radiação infravermelha, modelo *Vicon® Bonita B10*. As câmeras (Figura 3.A) possuem resolução de um megapixel e precisão de até 0.5 mm, em um volume de 4m x 4m (VICON MOTION SYSTEMS LTD., 2015). Estas câmeras registram apenas os marcadores esféricos refletivos posicionados sobre pontos anatômicos específicos de acordo com o modelo biomecânico utilizado.

Neste estudo, o modelo biomecânico empregado é uma junção dos modelos: *Plug-in-Gait Upper Body*, criado para tronco e membros superiores e *Plug-in-Gait Sacro*, para membros inferiores (VICON MOTION SYSTEMS LTD., 2016). O uso desse modelo, composto por 29 marcadores refletivos permitiu a reconstrução de 9 segmentos corporais: braço direito e esquerdo; antebraço direito e esquerdo; pelve; coxa direita e esquerda; perna direita e perna esquerda, que foram necessários para o posterior cálculo da variável CMv.

As plataformas de força utilizadas são da marca *AMTI*® modelo *OR6-7-1000* (Figura 3.B), que consiste em 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) (*AMTI*, 2004).

Neste estudo, as duas plataformas de força foram afixadas no chão com 5 mm de distância entre si e niveladas em altura com um tablado de madeira, cujo objetivo foi fornecer segurança aos participantes. As plataformas estavam centralizadas dentro da área de captura das câmeras do sistema *Vicon*®, de onde a 2 m de distância foi posicionado um aparelho televisor de 49" da marca *LG*, modelo *LF5900*, que permaneceu fixo em um suporte, que possui uma base de apoio para colocação do equipamento da *Microsoft Kinect* ® (Figura 3.C), usado para captação dos movimentos durante a prática do jogo digital. Na Figura (3) está apresentado o setup experimental.

Figura 3 – Setup experimental das coletas no LaMH



Fonte: a autora, 2019.

Nota: 3.A: Câmeras *Vicon*®. 3.B: Plataforma de força *AMTI*®. 3.C: *Microsoft Kinect*®.

### 3.2.5 Descrição da preparação para coleta das variáveis biomecânicas

Antes de dar início à coleta das variáveis biomecânicas do estudo, foi necessária uma preparação para tal. Portanto, os voluntários eram orientados a vestir um conjunto de roupas disponibilizado pelos pesquisadores, composto por bermuda, camiseta sem mangas (para mulheres) e touca de elastano (Figura 4), com a finalidade de não interferir na captura das câmeras do sistema *Vicon*®.

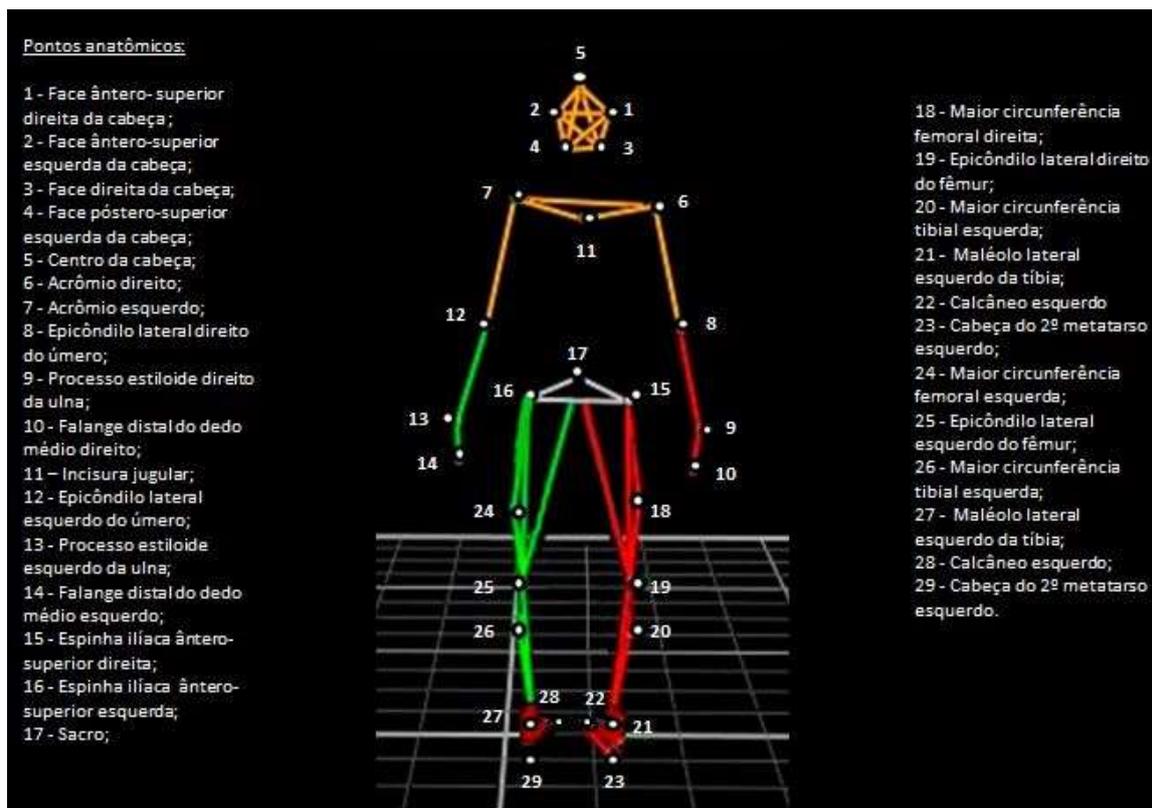
Figura 4 – Traje para coleta de dados



Fonte: a autora, 2019.

Uma vez com o traje, os voluntários permaneciam em pé para colocação dos 29 marcadores refletivos de 14 mm de diâmetro que foram posicionados bilateralmente sobre os seguintes pontos anatômicos (Figura 5): face anterior da cabeça, face pósterio-superior da cabeça, acrômio, epicôndilo lateral do úmero, processo estiloide da ulna, falange distal do dedo médio, incisura jugular, espinha ilíaca ântero-superior, sacro, maior circunferência femoral, epicôndilo lateral do fêmur, maior circunferência tibial, maléolo lateral, calcâneo e cabeça do 2º metatarso. Sendo que, os marcadores correspondentes ao segmento cabeça eram posicionados sobre a touca.

Figura 5 – Modelo biomecânico com discriminação dos marcadores refletivos



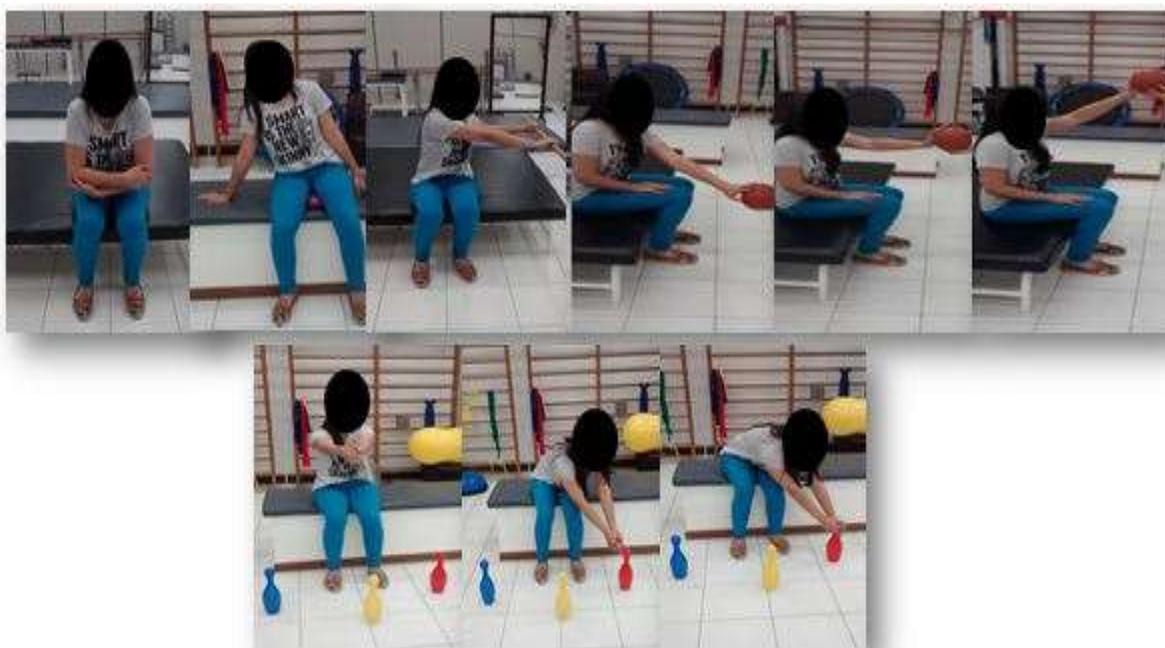
Fonte: a autora, 2019.

Após a colocação dos marcadores, os voluntários eram conduzidos até a área de captura das câmeras do sistema *Vicon®* e posicionados sobre as plataformas de força.

### 3.2.6 *Serious Game* desenvolvido

O jogo digital aplicado neste trabalho é chamado pelo acrônimo SIRMeC, que significa Sistema Interativo de Reabilitação Motora e Cognitiva. Este sistema foi desenvolvido em conjunto com engenheiros, fisioterapeutas e um aluno do curso de Tecnologia em Desenvolvimento de Jogos Digitais da PUCPR, com base nos exercícios fisioterapêuticos de reabilitação neurológica, frequentemente, utilizados na prática clínica (LASKOS, 2014). Alguns exemplos dos exercícios de controle postural pós-AVE selecionados na concepção do jogo são mostrados na Figura (6).

Figura 6 – Exemplos de exercícios de controle postural



Fonte: a autora, 2019.

Os exercícios simulados em cada um dos jogos foram escolhidos com base nas habilidades motoras que pretendiam ser treinadas, levando em consideração a ordem do desenvolvimento motor, que parte de habilidades simples para complexas. Os exercícios e as habilidades estão descritos no Quadro (1).

Quadro 1 – Exercícios simulados nos jogos digitais

<b>Jogo digital</b>	<b>Exercícios</b>	<b>Habilidades motoras</b>
Cabeceio	Inclinação latero-lateral de tronco	Transferência de peso entre os membros inferiores e equilíbrio dinâmico
Goleiro	Abdução de ombro	Coordenação dos membros superiores e amplitude de movimento
Esqui	Rotação de tronco	Dissociação entre as cinturas escapular e pélvica

Fonte: a autora, 2019.

Todo processo de criação do algoritmo de jogo e desenvolvimento da programação foi realizada por meio do *game engine*<sup>5</sup> da *Unity 3D* versão 5.4 (UNITY TECHNOLOGIES, 2018) e do software de domínio público *Zigfu*®. Para que fosse possível a captura dos movimentos realizados durante o jogo, o equipamento *Microsoft Kinect*® (Microsoft, Redmond, EUA) foi empregado.

O Serious Game SIRMeC (Figura 7) foi projetado para que diferentes parâmetros de jogo fossem personalizados de acordo com as características particulares de cada indivíduo. Com ele é possível selecionar um lado do corpo para ser mais exigido durante o jogo, com as funções de hemiparesia direita ou esquerda, que permitem treinar o lado comprometido dos indivíduos pós-AVE. Ou, ainda, a função ambos, que exige igualmente os dois lados.

Com a finalidade de definir os limites dos desafios que eram lançados na tela, o sistema realiza a calibração da área efetiva de jogo, que possibilita registrar as medidas de amplitude máxima dos movimentos envolvidos em cada jogo, previamente. Sendo este registro feito através do equipamento da *Microsoft Kinect*® (Microsoft, Redmond, EUA).

Com o sistema é possível, também, escolher entre cinco níveis de velocidades, que correspondem à: 1- muito lenta; 2- lenta; 3- moderada; 4- rápida e 5- muito rápida, que regulam a frequência com que os obstáculos aparecem na tela do jogo. Assim como é permitido determinar o tempo de cada jogo, optando por: 30s; 60s; 90s ou 120s.

Figura 7 – Tela de abertura do jogo digital SIRMeC



Fonte: a autora, 2019.

<sup>5</sup> É uma plataforma com um conjunto de bibliotecas, cuja finalidade é de simplificar o desenvolvimento de jogos digitais (TOLENTINO et al., 2011).

O sistema SIRMeC possui três jogos, baseados em exercícios cinesioterapêuticos tradicionais, apresentados em um ambiente interativo, que os simula nas atividades esportivas de cabecear bolas, defender o gol e esquiatar.

O jogo Cabeceio consiste em um ambiente de campo de futebol, em que o voluntário realizou os movimentos de inclinação latero-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 membro inferior parético. Na Figura (8) está apresentada uma visão geral do jogo Cabeceio.

Figura 8 - Jogo digital Cabeceio



Fonte: a autora, 2019.

No jogo Goleiro, ainda no contexto esportivo de campo de futebol, o voluntário era estimulado a defender seu gol e impedir quantas bolas fossem possíveis dentro do limite de tempo estabelecido. Para tanto, o mesmo realizou 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 (9) está apresentada uma visão geral do jogo Goleiro.

Figura 9 - Jogo digital Goleiro



Fonte: a autora, 2019.

O jogo Esqui consiste em um ambiente desportivo de inverno, em que o voluntário passou 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. Na Figura (10) está apresentada uma visão geral do jogo Esqui.

Figura 10 - Jogo digital Esqui



Fonte: a autora, 2019.

Durante a coleta experimental, para que fosse possível atender os objetivos desta pesquisa, os três jogos foram aplicados a todos os voluntários, na sequência definida como cabeceio, goleiro e esqui. Para cada jogo, os níveis de velocidade eram aumentados progressivamente. O voluntário permanecia em cada nível de cada jogo por 30s, totalizando 150s por jogo. A velocidade dos desafios está no Quadro (2).

Quadro 2 – Significado dos níveis de velocidade de cada jogo

Velocidades	Cabeceio	Goleiro	Esqui
Nível 1	0,20 bolas/s	0,20 bolas/s	0,10 bandeiras/s
Nível 2	0,27 bolas/s	0,27 bolas/s	0,10 bandeiras/s
Nível 3	0,33 bolas/s	0,33 bolas/s	0,30 bandeiras/s
Nível 4	0,50 bolas/s	0,50 bolas/s	0,40 bandeiras/s
Nível 5	0,60 bolas/s	0,60 bolas/s	0,60 bandeiras/s

Fonte: a autora, 2019.

Para os voluntários pós-AVE os jogos foram configurados para que a maioria dos obstáculos (bolas lançadas ou bandeiras) fosse direcionada ao lado parético. Para os voluntários hígidos, os desafios eram em número semelhante para os dois lados.

### 3.3 AQUISIÇÃO, PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

Após a realização das coletas, os dados cinemáticos captados através das câmeras do sistema *Vicon®* e os dados cinéticos advindos das plataformas de força foram enviados ao *software Nexus 2.7* (VICON MOTION SYSTEMS LTD., 2018), que fornece informações referentes a todas as coordenadas dos marcadores e das plataformas de força, necessários para o cálculo dos indicadores de interesse para o presente estudo. Os dados cinemáticos foram amostrados a 100Hz. Os sinais das plataformas de força foram acondicionados por amplificadores MiniAmp e Gen 5 (AMTI) e amostrados a 300Hz.

As coordenadas de todos os marcadores e os sinais das plataformas de força foram exportadas em formato *c3d* e processados em ambiente *Matlab* utilizando rotinas construídas especificamente para esse fim (APÊNDICE D).

Primeiramente, todos os sinais passaram por filtros passa-baixas, do tipo Butterworth, de segunda ordem, com atraso nulo (*dual-pass*) para eliminação de ruídos aleatórios. As frequências de corte ideais para os sinais foram determinadas pelo método dos resíduos (WINTER, 1996). A frequência de

corde do filtro para os sinais da plataforma de força foi de 10Hz para o jogo cabeceio e de 6Hz para os jogos do goleiro e esqui. Para os sinais dos marcadores, a frequência de corte foi de 6Hz, em todos os jogos.

### 3.3.1 Cálculo das variáveis biomecânicas

O cálculo do CM foi feito com base no artigo de Tisserand et al., (2016), que propôs um modelo simplificado de 9 segmentos corporais delimitados pelos marcadores nas posições anatômicas mencionadas e os percentis de massa de cada segmento corporal são aqueles descritos em Dumas et al., (2007).

O cálculo do centro de massa extrapolado (CMx) foi realizado de acordo com a equação 1.

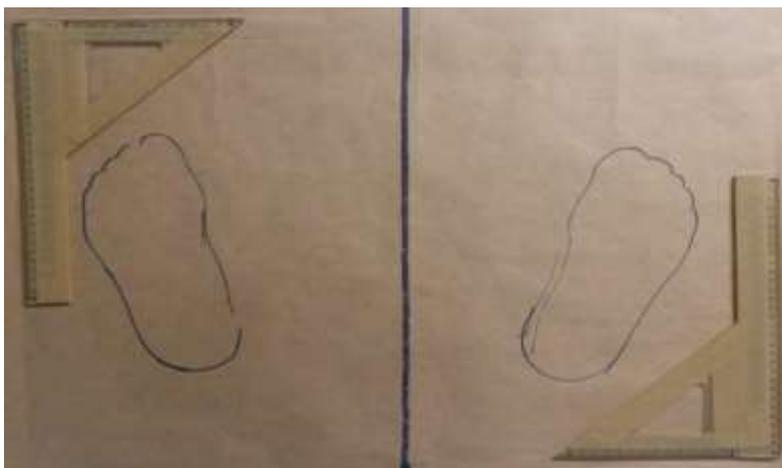
$$\overrightarrow{xCM} = \overrightarrow{pCM} + \frac{\vec{v}}{\sqrt{g/l}} \quad (\text{Equação 1})$$

onde:  $\overrightarrow{xCM}$  é o centro de massa extrapolado,  $\overrightarrow{pCM}$  é a projeção do CM no plano da BoS,  $\vec{v}$  é a velocidade da  $\overrightarrow{pCM}$ ,  $g$  é a aceleração da gravidade e  $l$  é a distância entre o ponto médio das articulações do tornozelo e o ponto médio das articulações dos quadris.

O valor absoluto da margem de estabilidade (MoS) corresponde à menor distância vetorial entre o CMx e as fronteiras da base de suporte (BoS). O valor da MoS é positivo se CMx estiver dentro da BoS e negativo se estiver fora dela.

Neste estudo, a BoS foi definida de duas formas: (1) se os dois pés estavam no solo, a BoS correspondia ao polígono formado pelas bordas externas dos pés e as linhas que unem seus vértices e (2) se apenas um dos pés estavam no solo, a BoS era representada pelo triângulo que delimita o pé. Para isso, a partir dos contornos dos pés feitos em papel *Kraft* (Figura 11), os seguintes pontos foram medidos com uma régua (cm): ponta do hálux, ponta da falange distal do quinto metatarso e meio do calcanhar, que juntos formavam um triângulo retângulo.

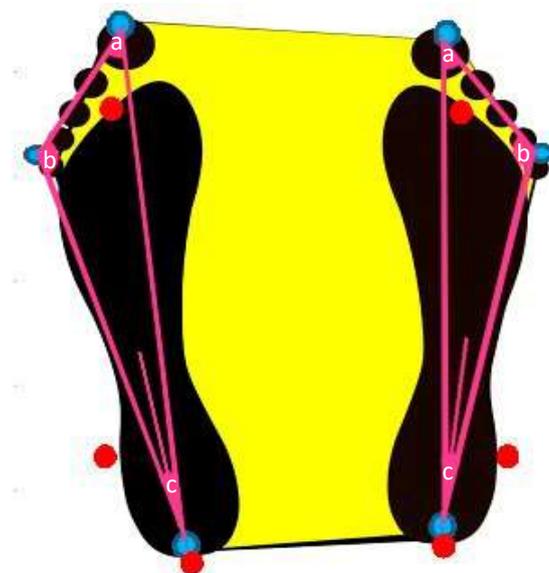
Figura 11 – Desenho do contorno dos pés em papel *Kraft*



Fonte: a autora, 2019.

Em ambiente *Matlab*, os ângulos de cada vértice desse triângulo foram calculados. Em seguida, as coordenadas dos marcadores refletivos posicionados sobre os pontos anatômicos: cabeça do segundo metatarso, maléolo lateral e meio do calcâneo, serviram para traçar a bissetriz do triângulo, em função da qual os ângulos eram recalculados em cada instante, acompanhando o movimento dos pés.

Figura 12 – Exemplo dos pontos utilizados para as medidas dos pés



Fonte: a autora, 2019.

Nota: Hexágono amarelo: BoS. Pontos azuis: pontos medidos no papel *Kraft*. Pontos vermelhos: marcadores refletivos. Linhas rosa: Triângulo retângulo. Linha rosa no centro dos pés: bissetriz. Letras a, b, c: ângulos dos vértices do triângulo.

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, na postura ereta quieta, e foi expressa como uma porcentagem do peso corporal total (MANSFIELD et al., 2011) (Equação 2). Para os voluntários com AVE o membro inferior menos carregado na postura ereta quieta sempre corresponde ao membro parético

$$\text{Simetria de descarga de peso: } \frac{Fzmc}{Fztotal} \times 100 \quad (\text{Equação 2})$$

onde,  $Fzmc$  é a média da força vertical do membro inferior menos carregado na postura ereta quieta;

$Fztotal$ , é a média da força vertical total, somatório da média da força em z direita e esquerda.

Por fim, foram obtidos os indicadores de interesse para o presente estudo, que estão discriminados no Quadro (3).

Quadro 3 – Indicadores utilizados no estudo

Variáveis biomecânicas	Indicadores
Área da base de suporte (ABoS)	Valor máximo; Valor médio
Margem de estabilidade (MoS)	Valor mínimo; Valor médio
Distância entre CM e BoS (CM-BoS)	Valor mínimo; Valor médio
Simetria de descarga de peso	Valor médio

Fonte: a autora, 2019.

### 3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada por meio do software SPSS® versão 22.0 (IBM), disponível para acesso nos laboratórios da PUCPR. Inicialmente, a normalidade dos dados foi analisada com o teste de Shapiro-Wilk. Uma vez

que eles se revelaram não normais, foram aplicados testes não paramétricos no restante da análise. Em todos os testes, o nível de significância adotado foi de 0,05.

Para responder ao objetivo específico I, os valores dos indicadores obtidos em cada velocidade foram comparados utilizando o teste de *Friedman*, em cada grupo. Para responder ao objetivo específico II, os valores dos indicadores de estabilidade foram comparados entre grupos por meio do teste de *Mann-Whitney*.

Para responder ao objetivo específico III, não havendo significância entre as comparações anteriores, foi calculada a média dos indicadores das cinco velocidades, para cada voluntário, e então, foi realizada a comparação entre jogos pelo teste *Friedman*. Por fim, foi feita a comparação entre os valores da ABoS e simetria de descarga de peso na postura ereta quieta em relação aos jogos por meio do mesmo teste estatístico.

Para responder ao objetivo IV, as pontuações obtidas em cada nível do jogo foram consolidadas por média. O percentual de acerto dos jogos foi calculado e comparado entre grupos por meio do teste de *Mann-Whitney* e entre jogos por meio do teste de *Friedman* e *Wilcoxon*.

## 4 RESULTADOS

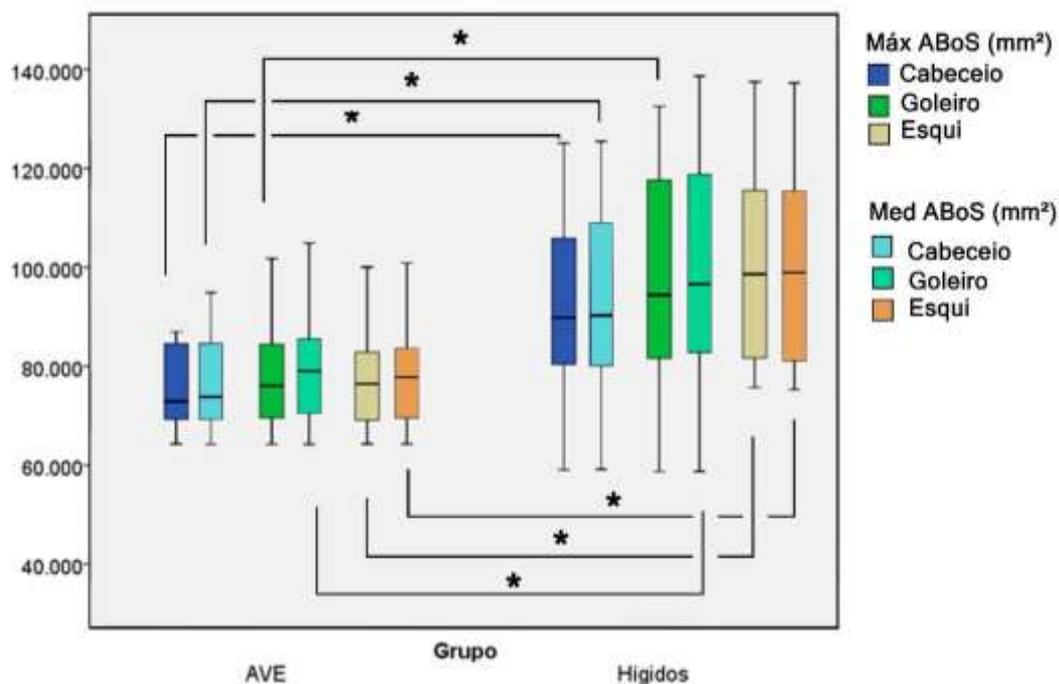
Os resultados dos indicadores de estabilidade dinâmica serão apresentados nas seções a seguir.

### 4.1 ÁREA DA BASE DE SUPORTE (ABoS)

Na comparação entre as cinco velocidades dos jogos não houve diferença entre os valores máximo e médio do indicador ABoS. Na Tabela (3) no (APÊNDICE E) estão apresentados os valores medianos e intervalos interquartílicos (1 e 3) da ABoS entre velocidades.

Os valores da ABoS diferiram na análise entre grupos. Os voluntários pós-AVE adotaram e mantiveram uma base de suporte menor em todos os jogos em relação ao grupo hígido. Na Figura (13) estão apresentados os valores máximo e médio da ABoS entre grupos.

Figura 13 - Indicadores da ABoS na comparação entre grupos

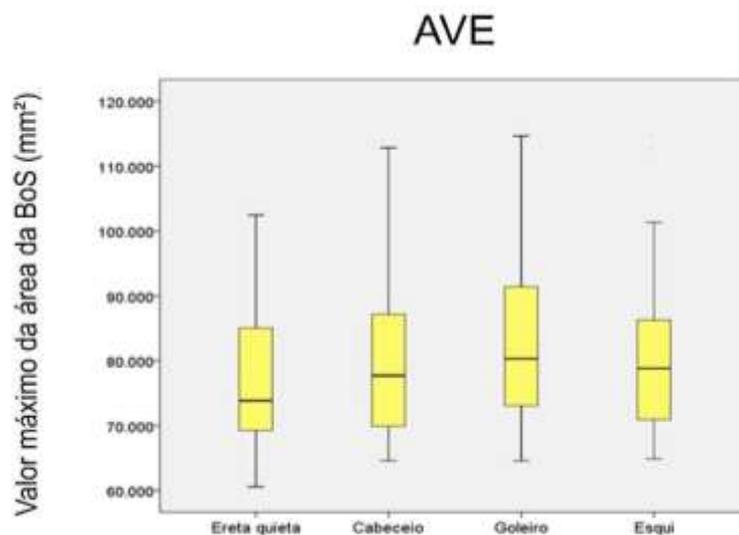


Fonte: a autora, 2019.

Nota: \* Diferença estatística.

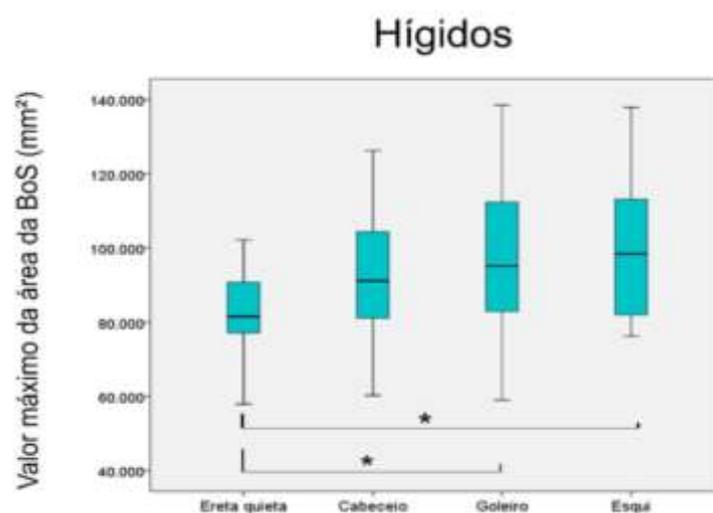
Ao comparar a postura ereta quieta e os três jogos foi possível observar que a ABoS não se modificou significativamente para o grupo AVE. O contrário aconteceu ao grupo hígido (Tabela 4; APÊNDICE F) que aumentou o valor médio e máximo da ABoS na medida em que os voluntários passavam da postura ereta quieta para os diferentes jogos. Na Figura (14) é apresentado o valor máximo da ABoS do grupo AVE e na Figura (15) o grupo hígido.

Figura 14 - Valor máximo da ABoS na postura ereta quieta e nos jogos para o grupo AVE



Fonte: a autora, 2019.

Figura 15 - Valor máximo da ABoS na postura ereta quieta e nos jogos para o grupo hígido



Fonte: a autora, 2019.

Nota: \* Diferença estatística.

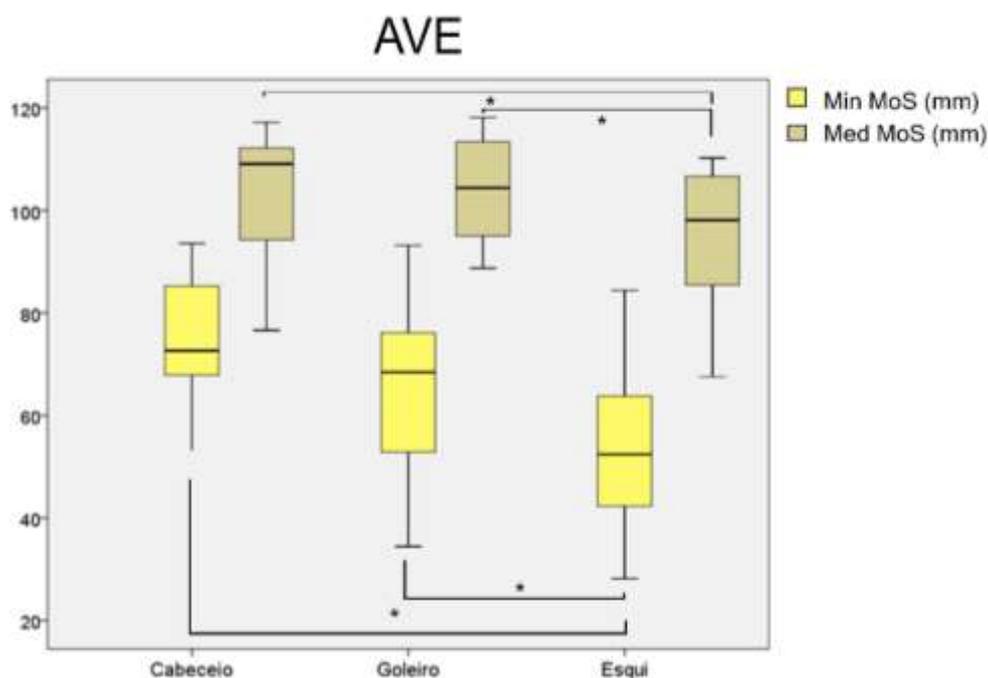
#### 4.2 MARGEM DE ESTABILIDADE (MoS) E DISTÂNCIA ENTRE CM-BoS

Em função de possuírem interpretação semelhante, os resultados dos indicadores margem de estabilidade e distância CM-BoS serão apresentados de forma conjunta nessa seção.

Na análise entre as velocidades dos jogos não houve diferença para os valores mínimos e médios da MoS e do CM-BoS (Tabela 5, APÊNDICE G; Tabela 6, APÊNDICE H). Fato que também ocorreu na análise entre grupos (Tabela 7; APÊNDICE I).

A margem de estabilidade e a distância CM-BoS diferiram entre os três jogos no grupo AVE. No jogo esqui, os valores mínimos e médios da MoS e do CM-BoS foram menores do que no cabeceio e goleiro. Na Figura (16) estão apresentados os valores mínimo e médio da MoS e na Figura (17) do CM-BoS entre jogos.

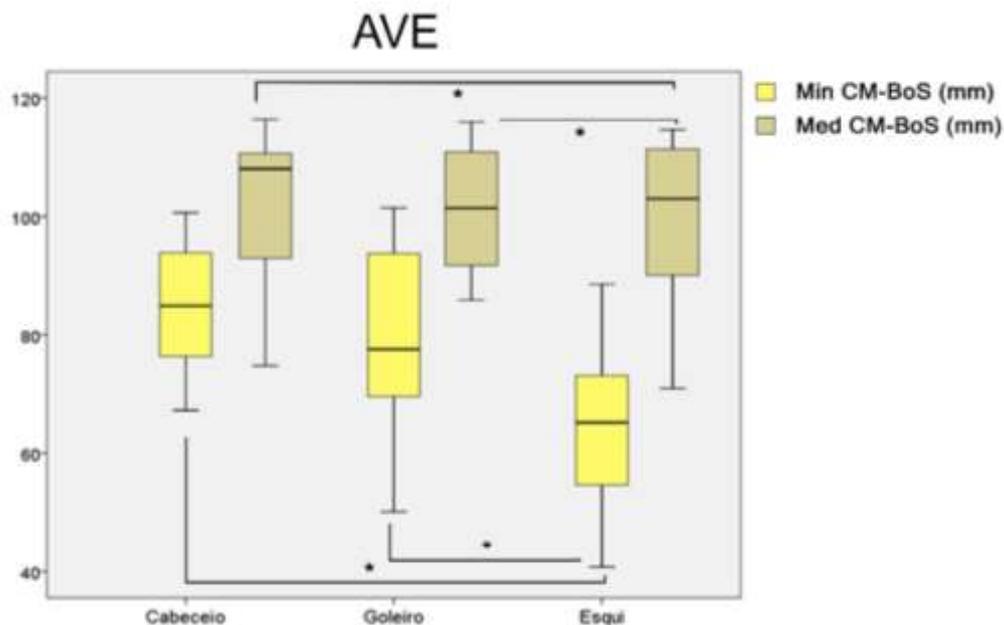
Figura 16 – Indicadores da MoS entre jogos do grupo AVE



Fonte: a autora, 2019.

Nota: \* Diferença estatística.

Figura 17 - Indicadores da distância CM-BoS entre jogos do grupo AVE

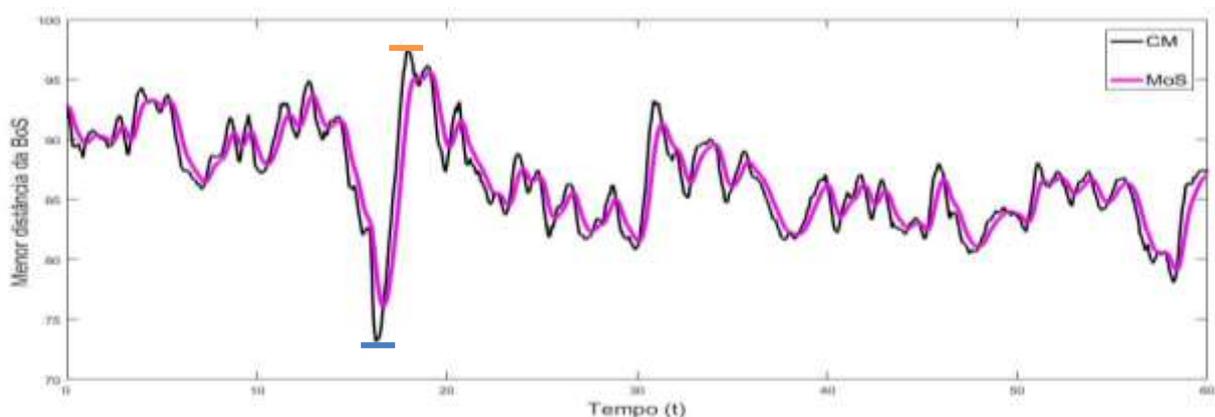


Fonte: a autora, 2019.

Nota: \* Diferença estatística.

Valores menores de MoS e da distância do CM-BoS indicam que o centro de massa extrapolado (CMx) ou puro (CMv), respectivamente, estão mais próximos aos limites da base de suporte, como ocorreu no esqui. Na Figura (18) a trajetória desses indicadores de um voluntário pós-AVE (homem, 46 anos, hemiparético à esquerda) é apresentada em função do tempo, exemplificando instantes em que a MoS e o CM-BoS se aproximam dos limites da base.

Figura 18 – Exemplo da trajetória da MoS e CM-BoS em função do tempo



Fonte: a autora, 2019.

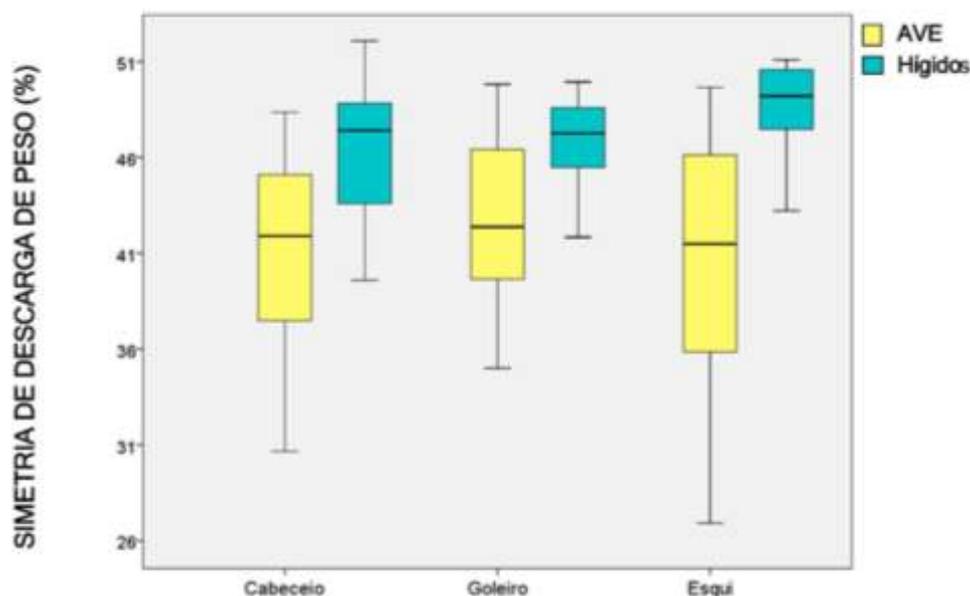
Nota: Linha laranja: CM-BoS e MoS longe da base. Linha azul: CM-BoS e MoS perto da base.

### 4.3 SIMETRIA DE DESCARGA DE PESO

Na comparação entre as velocidades dos jogos não houve diferença entre as porcentagens de descarga de peso sobre o membro inferior parético (MIP) (Tabela 8; APÊNDICE J).

Porém, na análise entre grupos foi possível observar que os voluntários pós-AVE descarregaram menor peso sobre o MIP em relação ao membro menos carregado dos indivíduos hígidos. Na figura 19 estão apresentadas as porcentagens de descarga de peso entre grupos.

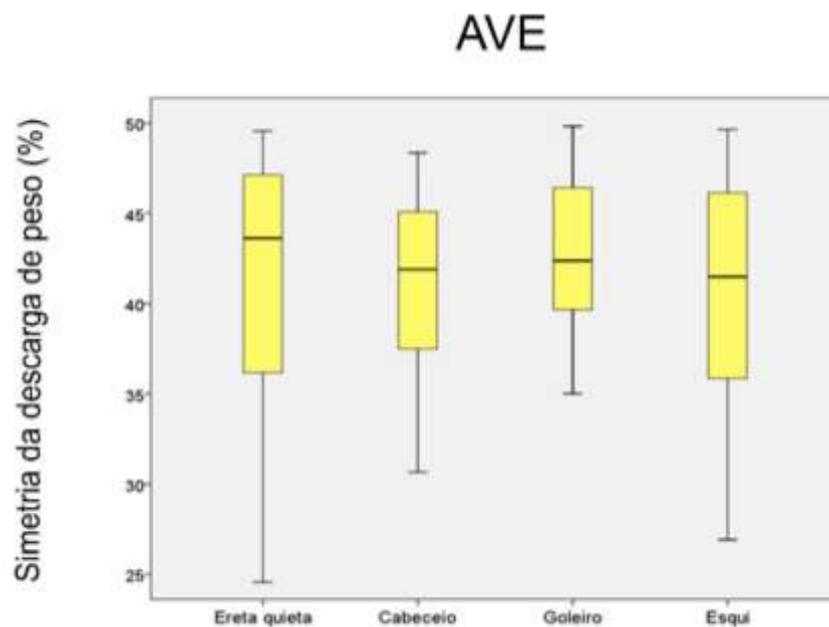
Figura 19 – Simetria de descarga de peso entre grupos



Fonte: a autora, 2019.

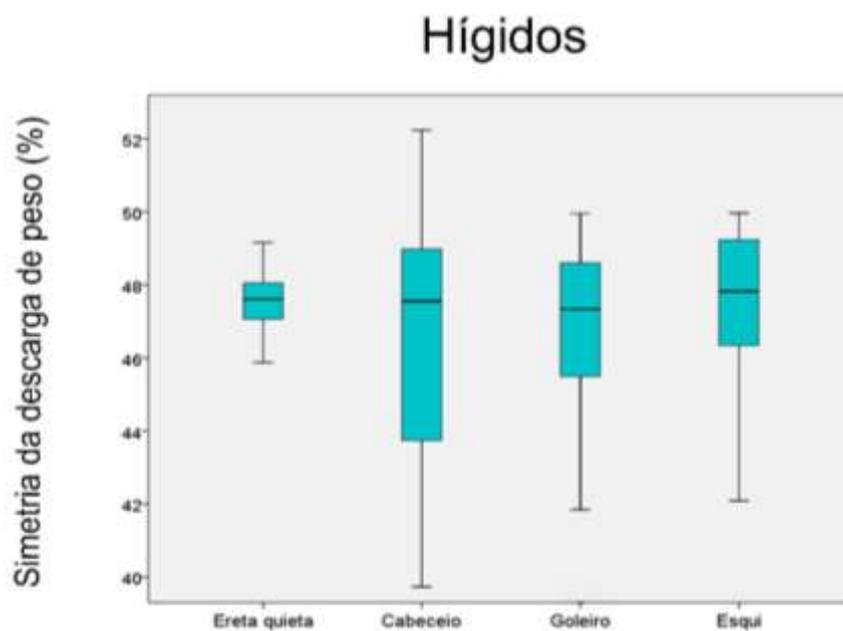
Ao comparar os jogos e a postura ereta quieta não foram encontradas diferenças estatísticas para os valores de simetria de descarga de peso (Tabela 9; APÊNDICE K). Embora, note-se que os voluntários pós-AVE tenham descarregado maior peso sobre membro inferior afetado na postura ereta quieta do que durante os jogos. Para os hígidos esse valor foi constante. Na figura (20) são mostradas as porcentagens de descarga de peso do grupo AVE e na figura (21) dos hígidos entre jogos.

Figura 20 – Simetria de descarga de peso na postura ereta quieta e jogos do grupo AVE



Fonte: a autora, 2019.

Figura 21 – Simetria de descarga de peso na postura ereta quieta e jogos do grupo hígido



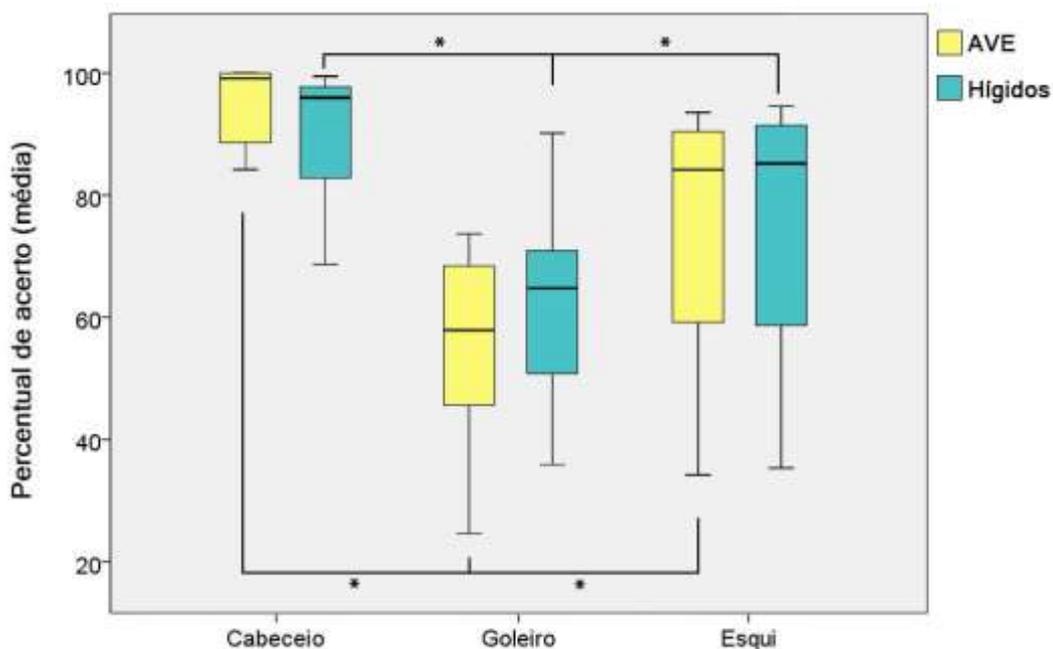
Fonte: a autora, 2019.

#### 4.4 PONTUAÇÕES DOS JOGOS

Ao analisar as pontuações obtidas nos jogos foi possível observar um comportamento equiparado entre os grupos. Embora o grupo AVE tenha conquistado uma pontuação maior no jogo cabeceio, não foram encontradas diferenças estatísticas entre eles (Tabela 10; APÊNDICE L).

Porém, o desempenho nos jogos cabeceio, goleiro e esqui foi diferente. No jogo cabeceio, os voluntários obtiveram maiores pontuações do que no jogo goleiro, independente do grupamento, conforme apresentado na Figura (22).

Figura 22 – Pontuações dos jogos cabeceio, goleiro e esqui



Fonte: a autora, 2019.

Nota: \* Diferença estatística.

## 5 DISCUSSÃO

Embora existam cinco níveis de velocidades nos jogos cabeceio, goleiro e esqui, os voluntários de ambos os grupos mantiveram a ABoS, MoS, distância CM-BoS e simetria de descarga de peso sem grandes alterações, mesmo quando executavam velocidades mais rápidas de jogo, o que rejeita a hipótese (I) deste estudo.

Alguns fatores relacionados ao jogo digital desenvolvido podem justificar esses resultados, como por exemplo, a quantidade de estímulos gerados a cada nível. De acordo com Vries et al., (2018) e Kaminer et al., (2014), os sistemas de jogos digitais voltados à reabilitação devem possuir a capacidade de aumentar a quantidade de desafio progressivamente na passagem dos níveis de forma notória.

No *Serious Game* utilizado neste estudo, a evolução das velocidades de lenta para rápida é controlada pela frequência com que os obstáculos (bandeiras ou bolas) aparecem na tela de jogo no tempo determinado (Quadro 1). Entretanto, o incremento do número de obstáculos a cada velocidade pode não ter sido suficiente para levar o voluntário a procurar estratégias diferentes para manter a estabilidade postural dinâmica.

O tamanho da área da base foi diferente na comparação entre grupos. Ao julgar os valores máximos da ABoS é possível observar que os voluntários pós-AVE adotaram uma base de suporte menor do que os indivíduos hígidos, mesmo na postura ereta quieta (772 cm<sup>2</sup> e 847 cm<sup>2</sup>, respectivamente), o que rejeita a hipótese (II.a).

Embora maior do que o grupo AVE, a área da base de suporte dos hígidos não diferiu dos valores encontrados por Duarte; Zatsiorsky (2002), em seu estudo com 11 hígidos na postura quieta.

Durante a prática dos jogos, os voluntários pós-AVE não modificaram o tamanho da base de suporte em relação à postura de referência, como esperado na hipótese (III.a). O contrário ocorreu com ao grupo hígido, que aumentou a ABoS a cada jogo, principalmente no jogo esqui, tido como o jogo de maior complexidade entre os três.

Considerando que a estabilidade é proporcional à ABoS, seu aumento é visto como mecanismo de preparação frente a estímulos avisados (DUARTE; FREITAS, 2010). Os indivíduos hígidos possivelmente se utilizaram desse mecanismo, aumentando a ABoS como forma de se preparar para os diferentes estímulos.

Esta estratégia não foi usada pelo grupo AVE que manteve a ABoS, independente dos jogos. Para esses voluntários, o tamanho menor da ABoS pode ter garantido que a estabilidade postural em pé pudesse ser mantida. Em função dos comprometimentos decorrentes do quadro de hemiparesia, como, por exemplo, o grau de espasticidade e a assimetria de tronco e de descarga de peso (O'SULLIVAN, 2010), os indivíduos pós-AVE podem ter adotado uma base de suporte menor na tentativa de permanecer em pé com uma distribuição desigual de peso sobre os MMII.

A margem de estabilidade e a distância CM-BoS foram menores para o grupo pós-AVE do que para os indivíduos hígidos, o que confirma a hipótese (III.b). Estes valores indicam a proximidade do CMx e da CMv dos limites da base de suporte (HOF et al., 2005). A cada jogo, a MoS e CM-BoS se aproximavam mais da borda da base de suporte, ou seja, expressavam valores menores. Estes resultados demonstram a instabilidade postural dos voluntários pós-AVE ao executar as tarefas de jogo, especialmente na comparação entre os jogos cabeceio e esqui.

Este resultado é consistente se considerarmos que a tarefa de cada jogo foi desenvolvida para treinar as habilidades motoras de interesse para fisioterapia. Na reabilitação neurológica de indivíduos pós-AVE, os exercícios para melhora do controle postural partem de habilidades mais simples para as mais complexas (KONG et al., 2016; O'SULLIVAN, 2010).

Sendo assim, o jogo cabeceio pretende simular o exercício de transferência de peso sobre os MMII de forma simétrica e representa um dos primeiros objetivos de tratamento da fisioterapia; o goleiro pretende treinar a coordenação dos MMSS e estimular o movimento do membro superior parético (MSP); o esqui promove a dissociação entre as cinturas escapular e pélvica, uma tarefa de maior complexidade para os indivíduos pós-AVE (O'SULLIVAN,

2010). A diferença estatística encontrada na comparação entre os jogos cabeceio e esqui no grupo AVE, possivelmente, se justifica por essa razão.

Para os indivíduos hígidos, os valores da MoS e CM-BoS não apresentaram diferença estatística, permanecendo altos independente dos jogos. Isto significa que o CMx e CMv foram mantidos afastados dos limites da base de suporte, o que indicaria maior estabilidade postural. Entretanto, cabe ressaltar que o tamanho da ABoS do grupo hígido aumentou a cada jogo.

Contra-pondo, os valores de MoS e CM-BoS do grupo AVE e hígidos é possível supor o grupo AVE foi mais desafiado durante o jogo esqui do que nos outros jogos, explorando a ABoS de forma mais dinâmica. Estes resultados corroboram para responder ao questionamento levantado por Vistamehr et al., (2016), em seu estudo com 19 voluntários pós-AVE durante a tarefa dinâmica da marcha, de que nem sempre valores menores de MoS em bases de suporte mais fechadas podem ser interpretadas como uma diminuição do controle postural.

A simetria de descarga de peso mostrou uma distribuição assimétrica entre os MMII para o grupo AVE, com menor contribuição do membro inferior parético (MIP), rejeitando a hipótese (III.c). Embora não tenha sido encontrada diferença estatística entre a postura ereta quieta e os jogos, foi possível observar uma diminuição da porcentagem de descarga de peso no MIP durante a execução dos jogos digitais.

Isto também foi observado no estudo feito por De Kam et al., (2016), cujos resultados da simetria de descarga de peso dos voluntários pós-AVE também foram menores durante perturbações de equilíbrio, o que foi justificado como um mecanismo compensatório para a manutenção do equilíbrio dinâmico ao custo de uma redução de estabilidade no lado hemiparético.

Esperava-se que no jogo cabeceio fossem encontrados maiores valores de descarga de peso, em função da habilidade motora treinada por ele. Porém, isto não ocorreu.

Uma vez que, o lado da hemiparesia dos voluntários pós-AVE era considerado como forma de priorizar o lançamento de obstáculos nos jogos

digitais, a menor descarga de peso durante os jogos, possivelmente, está relacionada à tentativa do grupo AVE, realizar os movimentos do lado parético rapidamente e, então, retornar para sua postura de maior confiança, ou seja, descarregando maior peso no MINP. Estratégia semelhante à encontrada no estudo de Boumer (2018) com o mesmo jogo e população.

Considerando as pontuações obtidas em cada um dos jogos é possível observar um comportamento equiparado entre os grupos. Embora, os voluntários pós-AVE tenham sido ligeiramente melhores no jogo cabeceio do que os hígidos, o que rejeita a hipótese (IV). Este resultado apresenta relevância do ponto de vista terapêutico, pois sugere que, mesmo com os comprometimentos causados pelo AVE, os voluntários hemiparéticos realizaram as mesmas tarefas propostas aos indivíduos saudáveis. Fato que, possivelmente, se justifica pelas diferentes estratégias motoras adotadas para permanecerem estáveis de forma dinâmica, o grupo AVE sem mudar a ABoS e o hígido modificando a ABoS a cada jogo.

Ao comparar as pontuações entre jogos, nota-se que executar o jogo cabeceio, goleiro e esqui é diferente e isto se deve às habilidades motoras treinadas em cada um dos jogos. O jogo cabeceio mostrou ser o mais fácil entre os três, uma vez que, independente do grupamento, os voluntários obtiveram altos percentuais de acerto nesse jogo, cuja habilidade treinada é menos complexa do que as outras, a transferência de peso sobre os MMII. Para o grupo AVE, isto reforça a hipótese de que os indivíduos realizavam uma rápida descarga de peso sobre o MIP para acertar a bola e, então, retornavam a posição de conforto.

No jogo esqui todos os voluntários apresentaram altos percentuais de acerto, apesar de esse jogo treinar a dissociação entre as cinturas escapular e pélvica, uma habilidade motora complexa para indivíduos hemiparéticos. Fato que se contraposto aos valores menores de MoS e CM-BoS do grupo AVE nesse jogo, indica que os voluntários realizaram a tarefa de maneira instável, mas obtiveram um bom desempenho.

O percentual de acerto do jogo goleiro foi o menor entre os três jogos, sugerindo ter sido o mais difícil de ser praticado. Considerando o grupo AVE,

esse resultado pode ser justificado pelo comprometimento do membro superior parético, necessário durante o jogo, que requer a coordenação entre os MMSS. Entretanto, o mesmo comportamento foi visto pelo grupo hígido, o que não era esperado.

## 5.1 LIMITAÇÕES DA PESQUISA

Uma das limitações identificadas foi quanto à seleção do lado de maior treino no jogo digital. Os indivíduos pós-AVE tiveram o lado da hemiparesia selecionado, a fim de priorizar o lançamento de bolas. Entretanto, para os voluntários hígidos, a opção ambos foi selecionada, a qual procura distribuir o número de bolas igualmente para ambos os lados. Este fato pode ter levado a um possível viés na pesquisa.

Quanto à simetria de descarga de peso, o valor médio calculado como indicador pode não ter contribuído para a identificação dos momentos em que os voluntários descarregavam maior/menor peso sobre os MMII. Sugere-se que em estudos futuros, os picos dessa variável sejam identificados.

## 6 CONCLUSÃO

Os indicadores de estabilidade dinâmica investigados nesta dissertação forneceram informações relevantes para o entendimento das estratégias do controle postural utilizadas por pessoas pós-AVE no treino de habilidades motoras simuladas por um jogo digital.

Os valores da área da base de suporte (ABoS) dos indivíduos pós-AVE foram menores em relação ao grupo hígido pareado na postura ereta quieta e nos diferentes jogos, o que indica que a estratégia de aumentar a BoS como forma de garantir maior estabilidade não foi empregada pelo grupo AVE, possivelmente devido aos comprometimentos causados pela hemiparesia. O oposto ocorreu ao grupo hígido que não somente utilizou essa estratégia, como aumentou a ABoS a cada jogo.

A margem de estabilidade e a distância CM-BoS também foram menores para o grupo AVE, que somadas ao tamanho da ABoS, indicam a instabilidade postural desses indivíduos ao executar as tarefas de jogo, especialmente, no caso do jogo esqui, que envolveu uma habilidade motora mais complexa.

A simetria de descarga de peso dos voluntários pós-AVE mostrou uma distribuição assimétrica entre os MMII, com menor contribuição do MIP na postura ereta quieta, que diminuiu durante a prática com os jogos digitais. A estratégia de descarregar menor peso sobre o MIP durante situações mais complexas pode ser vista, nesse caso, como uma tentativa de manter a estabilidade postural dinâmica, mesmo com uma base de suporte menor.

As pontuações obtidas nos jogos indicam um desempenho equiparado entre os voluntários pós-AVE e hígidos, ainda que tenham adotado estratégias motoras diferentes para manter a estabilidade postural dinâmica durante a prática com o *Serious Game*.

## REFERÊNCIAS

- AMADIO AC, SERRÃO JC. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. **Rev Bras Educ Fís Esp**. 2007; 21:61-85.
- AMTI, 1991. Amti Force Platform Calculations. p.1991.
- AMTI. Net Forces. 2004.
- ANNETTA, L.A.. The “Is” Have It : A Framework for Serious Educational Game Design. **Review of General Psychology**, 14(2), pp.105–112, 2010.
- 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, XIAO et al. “Mechanism of Kinect-Based Virtual Reality Training for Motor Functional Recovery of Upper Limbs after Subacute Stroke.” **Neural Regeneration Research**, 2904–2913. *PMC*. Web. 1 Dec. 2013.
- BARCALA, L. et al., Análise do equilíbrio em pacientes hemiparéticos após o treino com o programa Wii Fit. **Fisioterapia em Movimento**, 24(2), pp.337–343, 2011.
- BARELA, J.A., **Changes in Elderly Postural Control System Functioning: Use of Visual Information**. *Rev. Port. Cien. Desp*, vol.6, n.1, pp.94-105. ISSN 1645-0523, 2006.
- BENSENOR, I. M. et al. Prevalence of stroke and associated disability in Brazil: National Health Survey. **Arquivos de neuro-psiquiatria**, v. 73, n. 9, p. 746–50, 2015.
- 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.; SMITH, M. B. Inter rater reliability of a modified Ashworth Scale of muscle spasticity. **Phys Ther**, v. 67, p. 206–207, 1987.
- BOHRER, Roberta Castilhos Detanico Bohrer. Efeito de um programa de treinamento multicomponente sobre a capacidade de recuperação do equilíbrio em idosos. **Tese**. Universidade Federal Do Paraná Setor De Ciências Biológicas Programa De Pós-Graduação, 2016.
- BOLGER, D., et al. Individuals with transtibial limb loss use interlimb force asymmetries to maintain multi-directional reactive balance control. **Clin. Biomech**. 1039–1047, 2014.

BONNECHÈRE, B. et al. The use of commercial video games in rehabilitation: A systematic review. **International Journal of Rehabilitation Research**, 39(4), pp.277–290, 2016.

BOUISSET; ZATTARA, M., Are amplitude and duration of anticipatory postural adjustments identically scaled to focal movement parameters in humans? **Neuroscience Letters**, 278(3), pp.153–156, 2000.

BOWER, K.J. et al. Clinical feasibility of interactive motion- controlled games for stroke rehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, pp.1–12, 2015.

CARMO, A.A.. Alteration in the center of mass trajectory of patients after stroke. **Topics in Stroke Rehabilitation**, 22(5), pp.349–356, 2015.

CARMO, J.F. Incapacidade funcional e fatores associados em idosos após o Acidente Vascular Cerebral em Vitória – ES. **Brasil. Rev. Bras. Geriatr. Gerontol**, 19(5), pp.809–818, 2016.

CARVALHO; ALMEIDA, Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. **rev. Neurosci** , 17(2), pp.156–160, 2009.

CHANG, H. et al., Virtual Reality Training in Chronic Stroke Patients Virtual-Reality Balance Training with a Video-Game System Improves Dynamic Balance in Chronic Stroke Patients. *Tohoku J. Exp. Med. Tohoku J. Exp. Med*, 228(2281), pp.69–74, 2012.

CHEOK, G. et al., Is Nintendo Wii an Effective Intervention for Individuals With Stroke ? A Systematic Review and Meta-Analysis. **Journal of the American Medical Directors Association**, 2015.

COSTA, V. et al., Efeitos da aplicação do método Bobath e do treino em esteira com suporte parcial de peso na reabilitação da marcha pós-AVC: uma revisão sistemática. **Revista Brasileira de Ciências da Saúde**, 18(2), pp.161–166, 2014.

DAVIES, Patricia M. **Passos a seguir: um manual para o tratamento da hemiplegia no adulto**. São Paulo: Manole, 1996.

DUARTE; FREITAS, Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, 14(3), pp.183–192, 2010.

DUMAS R, CHÈZE L, VERRI J-P. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*. 40:543–553, 2007.

DUTTON, Mark. **Guia de sobrevivência do fisioterapeuta**. Porto Alegre AMGH 2013.

FERLA; GRAVE; PERICO, Fisioterapia no tratamento do controle de tronco e equilíbrio de pacientes pós-AVC. **Rev Neurocienc**, 2015.

FORSBERG. Perceptions of using videogames in rehabilitation: A dual perspective of people with multiple sclerosis and physiotherapists. **Disability and Rehabilitation**, 37(4), pp.338–344, 2015.

GALNA, B. et al., Gait & Posture Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease. **Gait & Posture**, 39(4), pp.1062–1068, 2014.

GATES, et al. Frontal plane dynamic margins of stability in individuals with and without transtibial amputation walking on a loose rock surface. **Gait Posture**, 2013.

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.

GIL, Antonio Carlos. **Como elaborar projetos de pesquisa**. 6. Rio de Janeiro Atlas 2017.

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.

HAK, L., et al. Stepping strategies used by post-stroke individuals to maintain margins of stability during walking. **Clin. Biomech.** 28, 1041–1048, 2013.

HAK, L., et al. Stride frequency and length adjustment in post-stroke individuals: influence on the margins of stability. **J. Rehabil. Med.** 47, 126–132, 2015.

HALL, Susan J. **Biomecânica básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2016.

HAMILL, Joseph. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 4. São Paulo Manole 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.

HERNANDEZ et al. Neural reorganization accompanying upper limb motor rehabilitation from stroke with virtual reality-based gesture therapy. *Topics in stroke rehabilitation*, 20(3), pp.197–209, 2013.

HOF, M.G.J. GAZENDAM, W.E. SINKE. The condition for dynamic stability. **Journal of Biomechanics**, 2005.

HORAK, F.B., DIMITROVA. Direction-specific postural instability in subjects with Parkinson's disease. **Experimental Neurology**, 193(2), pp.504–521, 2005.

IJSSELSTEIJN et al. Digital game design for elderly users. Proceedings of the 2007 Conference on Future Play, **Future Play '07**, pp.17–22, 2007

KAMINER, C. et al., An Immersive Physical Therapy Game for Stroke Survivors Categories and Subject Descriptors, 2014.

KAO, et al. Dynamic instability during post-stroke hemiparetic walking. **Gait Posture** 40, 457–463, 2014.

KATO, P.M., Video Games in Health Care : **Closing the Gap.** , 14(2), pp.113–121, 2010.

KONG, K. et al., Efficacy of a Virtual Reality Commercial Gaming Device in Upper Limb Recovery after Stroke : A Randomized, Controlled Study, **Top Stroke Rehabil**, 2016.

KRAMERS-DE QUERVAIN, I. A et al. Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. **Eur Spine J**, v. 13, p. 449–456, 2004.

LANG, C.E. et al., Observation of Amounts of Movement Practice Provided During Stroke Rehabilitation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 90(10), pp.1692–1698, 2009.

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, Mestrado (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**, 25(5), pp.595–597, 2013.

LLORÉNS, R. et al., Improvement in balance using a virtual reality-based stepping exercise : a randomized controlled trial involving individuals with chronic stroke, **Clin Rehabil**, 2015.

LUNDY-EKMAN, Laurie. **Neurociência: fundamentos para a reabilitação.** Rio de Janeiro: Elsevier, 2008.

MACKINNON; WINTER. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*, 26(6), pp.633–644, 1993.

MINISTÉRIO DA CIÊNCIA, TECNOLOGIA, INOVAÇÕES E COMUNICAÇÕES, 2016.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Diretrizes de atenção à reabilitação da pessoa com Acidente Vascular Cerebral. Ministério da saúde, Secretaria de atenção à saúde, Departamento de ações programáticas estratégicas. Brasília-DF, 2013.

MORONE, G. et al., Advances in neuromotor stroke rehabilitation. **BioMed Research International**, 2014.

MOUAWAD, M.R. et al., 2011. Wii-based movement therapy to promote improved upper extremity function post-stroke: A pilot study. **Journal of Rehabilitation Medicine**, 43(6), pp.527–533.

NEWZOO. Newzoo Games Market Report: Consumer Spending in US, UK, GER, FR, NL, & BE. Amsterdam, the Netherlands: **Newzoo**; 2010.

NIJBOER, T.C.W. et al., 2014. Prism adaptation improves postural imbalance in neglect patients. **NeuroReport**, 25(5), pp.307–311.

O'SULLIVAN, Susan B.; SCHMITZ, Thomas J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. São Paulo: Manole, 2010.

PAI, Y.C. et al., Thresholds for step initiation induced by support-surface translation: A dynamic center-of-mass model provides much better prediction than a static model. *Journal of Biomechanics*, 33(3), pp.387–392, 2000.

PARK, D.S. et al., 2017. Effects of Virtual Reality Training using Xbox Kinect on Motor Function in Stroke Survivors: A Preliminary Study. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 26(10), pp.2313–2319, 2017.

PETERS, D.M. et al., Counting repetitions: An observational study of video game play in people with chronic poststroke hemiparesis. **Journal of Neurologic Physical Therapy**, 37(3), pp.105–111, 2013.

PIASSAROLI, P.A. et al., Physical Therapy Rehabilitation Models in Adult Patients with Ischemic Stroke Sequel. **Revista Neurociências**, 20(1), pp.128–137.

POLLOCK. What is balance ? **Rev.sci** pp.402–406, 1999.

PUTNAM, Therapist Perspectives: Wii Active Videogames Use in Inpatient Settings with People Who Have Had a Brain Injury. **Games Health J**, 3(6), pp.366–370, 2014.

RAHMAN, H.A. et al. The potential of iRest in measuring the hand function performance of stroke patients. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 28(2), pp.105–116, 2017.

REDD, W.H. et al., Cognitive / Attentional Distraction in the Control of Conditioned Nausea in Pediatric Cancer Patients Receiving Chemotherapy., 55(3), pp.391–395, 1987.

REED-JONES, R. et al. Examining Changes to Center of Pressure During the First Trials of Wii Gameplay. *Games for Health Journal*, 6(1), pp.61–64, 2017.

REGO; MOREIRA; REIS. Serious Games for Rehabilitation A Survey and a Classification Towards a Taxonomy. 5th Iberian Conference on Information Systems and Technologies, (November 2015), pp.1–6, 2010.

RIBEIRO, N. et al., Virtual rehabilitation via Nintendo Wii t and conventional physical therapy effectively treat post-stroke hemiparetic patients. pp.299–305, 2015.

ROSAS, R. et al. Beyond Nintendo: design and assessment of educational video games for first and second grade students. *Computers & Education*, 40(1), pp.71–94, 2003.

SABUT. Functional electrical stimulation on improving foot drop gait in poststroke rehabilitation: a review of its technology and clinical efficacy. **Critical reviews in biomedical engineering**, 41(2), pp.149–60, 2013.

SALOT. Reactive Balance in Individuals With Chronic Stroke: Biomechanical Factors Related to Perturbation-Induced Backward Falling. **Physical Therapy**, 96(3), pp.338–347, 2016.

SAPOSNIK. Virtual reality in stroke rehabilitation: A meta-analysis and implications for clinicians. **Stroke**, 2011.

SARDI, Efeitos Da Realidade Virtual Em Hemiparéticos Crônicos Pós-Acidente Vascular Encefálico. **Seeruscuc**, 2012.

SENA et. al. Eficácia do tratamento fisioterápico para o controle de tronco em indivíduos acometidos pelo acidente vascular encefálico. **Rev Insp Mov Saúde** 2013;5:16-9, 2009.

SHIN, A task-specific interactive game-based virtual reality rehabilitation system for patients with stroke: a usability test and two clinical experiments. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, 11, p.32, 2014.

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

SHUMWAY-COOK, Anne; WOOLLACOTT, Marjorie H. **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. 2. ed. Barueri: Manole, 2010.

SIETSEMA, M. et al., The Use of a Game to Promote Arm Reach in Persons With Traumatic Brain Injury. **The American Journal of Occupational Therapy**, 1989.

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.

SILVA, P.B. Desempenho Funcional em Hemiparéticos Crônicos Antes e Após Programa de Exercício com Facilitação Neuromuscular Proprioceptiva **Neuromuscular**, 1989.

SIN, H.; LEE, G., Additional virtual reality training using Xbox Kinect in stroke survivors with hemiplegia. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, 92(10), pp.871–880, 2013.

SZER, J. Video games as physiotherapy. **Medical Journal of Australia**, 1, 401–402, 1983.

TANAKA, T. et al., A Study of Upper Extremity Training for Patients with Stroke Using a Virtual Environment System. **Journal of Physical Therapy Science**, 25(5), p.575, 2013.

TATLA, S.K. et al., Therapists' Perceptions of Social Media and Video Game Technologies in Upper Limb Rehabilitation. **JMIR Serious Games**, 3(1), p.e2, 2015.

TERRANOVA, T.T. et al., Chronic cerebral vascular accident: rehabilitation. **Acta Fisiátrica**, 19(2), pp.50–59, 2012.

TISSERAND et al. A simplified marker set to define the center of mass for stability analysis in dynamic situations. **Gait & Posture**, 2016.

TOLENTINO, G.P. et al., Usability of Serious Games for **Health**. pp.172–175, 2011.

TONIETO, M. et al., Efeitos De Uma Intervenção De Fisioterapia Aquática Em Pacientes Pós Acidente Vascular Cerebral. **Revista de Atenção à Saúde**, 13(1), pp.5–12, 2015.

THOMPSON, P.D; ARENA, R; RIEBE, D. ACSM'S new preparticipation health screening recommendations from ACSM'S guidelines for exercise testing and prescription. *American College of Sports Medicine*, 12 (4). pp. 215–217.

2013.

TUROLLA, A. et al., Virtual reality for the rehabilitation of the upper limb motor function after stroke: a prospective controlled trial. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, 10(1), p.85, 2013.

VICON MOTION SYSTEMS LTD. Bonita. 2018.

VICON MOTION SYSTEMS LTD. Plug-in Gait Reference Guide. 2016.

VICON MOTION SYSTEMS LTD., 2015. BONITA.

VIEIRA, Leociléa Aparecida. Projeto de pesquisa e monografia: o que é? Como se faz? 3ª edição. **Revista Curitiba Champagnat: IBPEX**, 2004.

VRIES, et al. Virtual reality balance training for elderly: Similar skiing games elicit different challenges in balance training. *Gait & Posture*, pp.111–116, 2018.

WALKER, M.L. et al. Virtual Reality-Enhanced Partial Body Weight-Supported Treadmill Training Poststroke: Feasibility and Effectiveness in 6 Subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 91(1), pp.115–122.

WATTANASOONTORN, V. et al., Serious games for health. **Entertainment Computing**, 4(4), pp.231–247, 2013.

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.

WEST, T; BERNHARDT, J. Physical activity in hospitalized stroke patients. **Stroke Research and Treatment**, 2012.

WINTER D. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. Toronto- Ontario: Wiley-Interscience, 1996.

WOELLNER; GUIMBALA. Testes de equilíbrio em pacientes hemiparéticos por AVC, **Acta F11**, pp.32–40, 2015.

WORLD STROKE ORGANIZATION (WSO), 2018.

YAMAMOTO, A. et al., Behavioral effect of knee joint motion on body's center of mass during human quiet standing. *Gait and Posture*, 41(1), pp.291–294, 2015.

YOM; CHO; LEE, Effects of virtual reality-based ankle exercise on the dynamic balance, muscle tone, and gait of stroke patients. **Journal of Physical Therapy Science**, 27(3), pp.845–849, 2015.

## APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

### Voluntários Pós-AVE

<b>TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO</b>
---

Você está sendo convidado como voluntário a participar de um estudo denominado “Respostas do controle postural de indivíduos pós-AVE durante a execução de jogos digitais”, cujo objetivo é identificar quais são as estratégias de controle postural adotadas por pessoas que tiveram AVE, durante a realização de um jogo de videogame.

#### **PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO**

Sei que minha participação no estudo é importante, pois fui esclarecido de que se trata de uma proposta inovadora onde, com base nas observações iniciais, os pesquisadores pretendem desenvolver um jogo específico para pessoas que tiveram AVE, visando à 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, 555, Curitiba/PR, para a realização de algumas avaliações.

No total, farei três visitas ao LAMH. Nestas 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.

Depois, eu farei alguns exercícios de fisioterapia e 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 e camiseta sem mangas), 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 AVE e informações sobre como obter acesso aos serviços de reabilitação na cidade de Curitiba.

### **RISCOS E BENEFÍCIOS**

Estou ciente de que, por participar desta 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 deste estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar.

### **SIGILO E PRIVACIDADE**

Estou ciente 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 se responsabilizam pela guarda e confidencialidade dos dados.

### **AUTONOMIA**

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.

### **RESSARCIMENTO E INDENIZAÇÃO**

Estou 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 contracorrente, 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.

## CONTATO

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

O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) é composto por um grupo de pessoas que estão trabalhando para garantir que seus direitos como participante de pesquisa sejam respeitados. Ele tem a obrigação de avaliar se a pesquisa foi planejada e se está sendo executada de forma ética. Se você achar que a pesquisa não está sendo realizada da forma como você imaginou ou que está sendo prejudicado de alguma forma, você pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR (CEP) pelo telefone (41)3271-2292 entre segunda e sexta-feira das 08h00 às 17h30 ou pelo e-mail [nep@pucpr.br](mailto:nep@pucpr.br).

## DECLARAÇÃO

Declaro que li e entendi todas as informações presentes neste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e tive a oportunidade de discutir as informações deste termo. Todas as minhas perguntas foram respondidas e eu estou satisfeito com as respostas. Entendo que receberei uma via assinada e datada deste documento e que outra via assinada e datada será arquivada nos pelo pesquisador responsável do estudo.

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e 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.

Dados do participante da pesquisa	
Nome: RG: CPF:	
Telefone:	

Curitiba, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2018.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do participante da pesquisa

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Pesquisador

## **APÊNDICE B - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

### **Voluntários hígidos**

<b>TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO</b>
---

Você está sendo convidado como voluntário a participar de um estudo denominado “Respostas do controle postural de indivíduos pós-AVE durante a execução de jogos digitais”, cujo objetivo é identificar quais são as estratégias de controle postural adotadas por pessoas que tiveram AVE, durante a realização de um jogo de videogame.

#### **PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO**

Sei que minha participação no estudo é importante, pois fui esclarecido de que se trata de uma proposta inovadora onde, com base nas observações iniciais, os pesquisadores pretendem desenvolver um jogo específico para pessoas que tiveram AVE, visando à 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, 555, Curitiba/PR, para a realização de algumas avaliações.

No total, farei três visitas ao LAMH. Nestas visitas eu passarei pelas avaliações descritas a seguir:

Em um primeiro momento, meu peso e altura serão verificados. Depois, eu farei alguns exercícios de fisioterapia e 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 e camiseta sem mangas), 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 cuidados com a minha saúde em geral.

## **RISCOS E BENEFÍCIOS**

Estou ciente de que, por participar desta 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 deste estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar.

## **SIGILO E PRIVACIDADE**

Estou ciente 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 se responsabilizam pela guarda e confidencialidade dos dados.

## **AUTONOMIA**

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.

## **RESSARCIMENTO E INDENIZAÇÃO**

Estou 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 contracorrente, 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.

## **CONTATO**

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

O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) é composto por um grupo de pessoas que estão trabalhando para garantir que seus direitos como

participante de pesquisa sejam respeitados. Ele tem a obrigação de avaliar se a pesquisa foi planejada e se está sendo executada de forma ética. Se você achar que a pesquisa não está sendo realizada da forma como você imaginou ou que está sendo prejudicado de alguma forma, você pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR (CEP) pelo telefone (41)3271-2292 entre segunda e sexta-feira das 08h00 às 17h30 ou pelo e-mail [nep@pucpr.br](mailto:nep@pucpr.br).

### **DECLARAÇÃO**

Declaro que li e entendi todas as informações presentes neste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e tive a oportunidade de discutir as informações deste termo. Todas as minhas perguntas foram respondidas e eu estou satisfeito com as respostas. Entendo que receberei uma via assinada e datada deste documento e que outra via assinada e datada será arquivada nos pelo pesquisador responsável do estudo.

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e 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.

<b>Dados do participante da pesquisa</b>	
Nome: RG: CPF:	
Telefone:	

Curitiba, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2018.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do participante da pesquisa

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Pesquisador

**APÊNDICE C – MODELO DA FICHA DE AVALIAÇÃO**

FICHA DE AVALIAÇÃO Nº \_\_\_\_\_

Data de Avaliação: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Avaliador: \_\_\_\_\_

Código de Identificação: \_\_\_\_\_

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

Sexo: ( ) Feminino ( ) Masculino

Endereço: \_\_\_\_\_

Contatos: \_\_\_\_\_

Lado da Hemiparesia: ( ) Direito ( ) Esquerdo

Dominância: ( ) Direita ( ) Esquerda

Etilismo ( ) Tabagismo ( )

Escolaridade: \_\_\_\_\_ Profissão: \_\_\_\_\_

Diagnóstico Clínico: \_\_\_\_\_ Data da lesão: \_\_\_\_\_

Mais de um episódio de AVE: ( ) Sim ( ) Não. Quantos: \_\_\_\_\_

Distúrbios de linguagem: ( ) Sim ( ) Não

Alterações visuais: ( ) Sim ( ) Não

Alterações auditivas: ( ) Sim ( ) Não

Outros distúrbios neurológicos: ( ) Sim ( ) Não

Deformidades/Contraturas: ( ) Sim ( ) Não. Local: \_\_\_\_\_

Clônus: ( ) Sim ( ) Não. Local: \_\_\_\_\_

Diabetes: ( ) Sim ( ) Não

Hipertensão arterial sistêmica: ( ) Sim ( ) Não

Outras comorbidades: \_\_\_\_\_

Utiliza dispositivos auxiliares: ( ) Sim ( ) Não. Qual: \_\_\_\_\_

Possui Próteses, órteses ou endopróteses ( ) Sim ( ) Não

Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_

PA: \_\_\_\_\_ FC: \_\_\_\_\_ SatO2: \_\_\_\_\_

## APÊNDICE D – ROTINA DE PROCESSAMENTO

%Rotina desenvolvida por Elisangela Ferretti Manffra. Esta rotina faz o pré-processamento dos dados %cinemáticos e cinéticos coletados com o sistema Vicon para a dissertação de mestrado da Gabrielly %Moreira. A rotina identifica os eventos dos mini-games do SIRMEC por meio do sinal de sincronização %enviado à placa de aquisição conectada ao sistema VICON. Os eventos são codificados no sinal de %sincronização da seguinte forma:

% PARA OS JOGOS DE GOLEIRO E CABECEIO:

% Chute à direita: pulso de 300ms e 400Hz

% Chute à esquerda: pulso de 400ms e 800Hz

% Acertou bola: pulso de 1s e 1000-2000Hz

% PARA O JOGO DO SKI:

% Bandeira à direita: pulso de 300ms e 400Hz

% Bandeira à esquerda: pulso de 400ms e 80 0Hz

% Acertou bandeira: pulso de 1s e 1000-2000Hz

% A rotina gera dois arquivos de saída: um com os sinais cinemáticos e cinéticos sub-amostrados; outro %somente com os dados cinéticos com sua frequência de amostragem original.

% Nos arquivos de saída, as três primeiras colunas dizem respeito ao jogo:

% Coluna 1: número do lançamento/bandeira

% Coluna 2 : lado do lançamento/bandeira, sendo 1 direita e -1 esquerda

% Coluna 3 : será 1 se houve acerto e 0 se houve erro

% As demais colunas estarão os dados cinemáticos e cinéticos...

% Nos dois arquivos, uma segunda planilha tem os dados sumarizados bem como

% os dados da coleta (tais como frequência de amostragem, etc).

%Filtragem

%São filtradas as forças antes do cálculo do CoP com fc do cabeceio: 10Hz e do goleiro: 6Hz.

%São filtrados os marcadores antes do cálculo do CoM com fc=6Hz

%São filtrados os ângulos

%Filtro passa-baixa Butterworth de 1a ordem dual pass - resulta em 2a ordem

%Valores das frequências de corte (fc) determinadas em processamento anterior

%com método dos resíduos.

%CALCULO DO CM

%Cálculo do CM com modelo simplificado proposto em Tisserand et al., Gait & Posture 48 (2016) 64–67.

%Modelo de 9 segmentos obtidos com os marcadores:

%(nomes no artigo - nome Vicon

%SAT, scapular acromial tip - RACRO e LACRO

%HJC, Hip Joint Center - fornecido pelo Vicon RHJC e LHJC

%HLE, humeral lateral epicondyle - REPIC e LEPIC

%USP, ulnar styloid process - RULN e LULN

%FLE, femoral lateral epicondyle - RKNE e LKNE

%FAL, fibular apex of lateral malleolus - RANK e LANK

%SACRAL, sacral - SACR

%ASIS - RASI e LASI

%As posições dos CM são calculadas a partir de percentuais dos autores: McConville et al.,

%Anthropometric Relationships of Body and Body Segments of Inertia AFAMRL-TR-80-119. Dayton, OH:

%Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base; 1980. Young JW,

%Anthropometric and Mass Distribution Characteristics of the Adults Female Technical Report FA-AM-83-

%16. Oklahoma City, OK: FAA Civil Aeromedical Institute; 1983.

%Os percentuais de massa corporal foram pegos do artigo de Dumas R, Chèze L, Verri J-P. 2007.

%Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. Journal of

%Biomechanics. 40:543–553. Usou-se os valores da Tabela 2 desse artigo.

%O cálculo do xCoM foi feito de acordo com o artigo: The condition for dynamic stability. A.L. Hof\*, M.G.J. Gazendam, W.E. Sinke. Journal of Biomechanics 38 (2005) 1–8. Usou-se o valor de "l" como sendo 1.34 do comprimento da perna. Comprimento da perna =  $l$  da articulação do tornozelo até o trocânter. Usou-se também o valor da distância entre o CoM e a articulação do tornozelo.

%A MoS foi definida como a menor distância entre o xCoM e as fronteiras da base de suporte (BoS). A BoS foi definida de duas formas: Se os dois pés estavam no solo: polígono compreende as bordas externas dos pés e as linhas que unem os vértices dos pés. Se um dos pés somente, estiver em contato com o solo, a BoS é considerada o triângulo que delimita o pé cujos vértices são o calcâneo, a ponta do hálux e a ponta do 5o metatarso.

%Início dos cálculos:

```
%calcula os ângulos do pé a partir das medidas do pé
a(1)=medvol(1,9)*10; %comprimento calc hálux esquerdo (cm)
b(1)=medvol(1,10)*10; %comprimento calc 5meta esquerdo (cm)
c(1)=medvol(1,11)*10; %comprimento hálux 5meta esquerdo (cm)
a(2)=medvol(1,12)*10; %comprimento calc hálux direito (cm)
b(2)=medvol(1,13)*10; %comprimento calc 5meta direito (cm)
c(2)=medvol(1,14)*10; %comprimento hálux 5meta direito (cm)
```

```
for i=1:2
```

```
A(i)=acos((b(i)^2+c(i)^2-a(i)^2)/(2*b(i)*c(i)));
B(i)=acos((a(i)^2+c(i)^2-b(i)^2)/(2*a(i)*c(i)));
C(i)=acos((a(i)^2+b(i)^2-c(i)^2)/(2*a(i)*b(i)));
end
```

```
%Recupera medidas do voluntário
```

```
%Recupera a aquisição
```

```
[AQ, byteOrder, storageFormat] = btkReadAcquisition(fullname);
```

```
%Pré-processamento dos sinais de sincronização
```

```
[sinal,info]=btkGetAnalog(AQ,19);
fa_sinc=info.frequency;
fc_sinc=5.0; %frequencia de corte sinc
Wn=2*fc_sinc/fa_sinc;
[bb,aa] = butter(2,Wn);
sinc=filtfilt(bb,aa,abs(sinal));
NS=length(sinc);
t=(1:NS);
[pw,idx]=pulsewidth(sinc, t, 'Polarity', 'Positive');
NJ=length(pw);
idx=floor(idx);
frame_ini=idx(1);
```

```
%Valores de pw para cada situação
```

```
we_dir=0.3*fa_sinc;
we_esq=0.4*fa_sinc;
wacerto=1.0*fa_sinc;
werro=0.1*fa_sinc;
k=0;
nd=0;
ne=0;
```

```
for i=1:NJ
```

```
if ((0.7*we_dir)<pw(i) && pw(i)<(1.3*we_dir))
    k=k+1;
    lb(k,1)=idx(i); %frames iniciais dos lanc ou bandeiras à direita
    lb(k,2)=k; %número do lançamento/bandeira
```

```

    lb(k,3)=1; %direita
    lb(k,4)=0;
    lb(k,5)=0;
end

if ((0.9*we_esq)<pw(i) && pw(i)<(1.1*we_esq))

    k=k+1;
    lb(k,1)=idx(i); %frames iniciais dos lanc ou bandeiras à esquerda
    lb(k,2)=k;
    lb(k,3)=-1;
    lb(k,4)=0;
    lb(k,5)=0;

end

if ((0.9*wacerto)<pw(i) && pw(i)<(1.1*wacerto))

    lb(k,4)=1;
    lb(k,5)=idx(i)-idx(i-1);

end

end

NLB=k;

%Matriz de sinalização

matriz(1:lb(1,1),1)=0;
matriz(1:lb(1,1),2)=0;
matriz(1:lb(1,1),3)=0;

for i=1:(NLB-1)

    n1=lb(i,1)+1;
    n2=lb(i+1,1);
    matriz(n1:n2,1)=lb(i,2);
    matriz(n1:n2,2)=lb(i,3);
    matriz(n1:n2,3)=lb(i,4);

end

i=i+1;

matriz((n2+1):NS,1)=lb(i,2);
matriz((n2+1):NS,2)=lb(i,3);
matriz((n2+1):NS,3)=lb(i,4);

%PRÉ-PROCESSAMENTO PLATAFORMA DE FORÇA

[forceplates, forceplatesInfo] = btkGetForcePlatforms(AQ);
fa_pf=forceplatesInfo.frequency;
org1=forceplates(1).origin;
org2=forceplates(2).origin;

%Configura filtro dos sinais das plataformas de força

if jogo=='C';

fc_pf=10.0; %frequencia de corte para cabeceio
else
    fc_pf=6.0; %frequencia de corte para goleiro e ski
end

```

```

Wn=2*fc_pf/fa_pf;
[bb,aa] = butter(1,Wn);

PF1(:,1)=filtfilt(bb,aa,forceplates(1).channels.Force_Fx1);
PF1(:,2)=filtfilt(bb,aa,forceplates(1).channels.Force_Fy1);
PF1(:,3)=filtfilt(bb,aa,forceplates(1).channels.Force_Fz1);
PF1(:,4)=filtfilt(bb,aa,forceplates(1).channels.Moment_Mx1);
PF1(:,5)=filtfilt(bb,aa,forceplates(1).channels.Moment_My1);
PF1(:,6)=filtfilt(bb,aa,forceplates(1).channels.Moment_Mz1);

PF2(:,1)=filtfilt(bb,aa,forceplates(2).channels.Force_Fx2);
PF2(:,2)=filtfilt(bb,aa,forceplates(2).channels.Force_Fy2);
PF2(:,3)=filtfilt(bb,aa,forceplates(2).channels.Force_Fz2);
PF2(:,4)=filtfilt(bb,aa,forceplates(2).channels.Moment_Mx2);
PF2(:,5)=filtfilt(bb,aa,forceplates(2).channels.Moment_My2);
PF2(:,6)=filtfilt(bb,aa,forceplates(2).channels.Moment_Mz2);

%Calcula coordenadas do CP de cada pé e do CP resultante. Com a fórmula: CPx=-(My+cFx)/Fz e
CPy=(Mx-cFy)/Fz. Site http://www.kwon3d.com/theory/grf/cop.html

c1=41.0; %conferir esses valores de c, é a metade da altura da plat 82mm
c2=41.0;

for i=1:NS

    CP1(i,1)=-((PF1(i,5)+c1*PF1(i,1))/PF1(i,3));
    CP2(i,1)=-((PF2(i,5)+c2*PF2(i,1))/PF2(i,3));
    CP1(i,2)=(PF1(i,4)-c1*PF1(i,2))/PF1(i,3);
    CP2(i,2)=(PF2(i,4)-c2*PF2(i,2))/PF2(i,3);
    CPres(i,1)=(CP1(i,1)*PF1(i,3)+CP2(i,1)*PF2(i,3))/(PF1(i,3)+PF2(i,3));
    CPres(i,2)=(CP1(i,2)*PF1(i,3)+CP2(i,2)*PF2(i,3))/(PF1(i,3)+PF2(i,3));

end

%Faz sub-amostragem dos sinais de força e matriz de sinalização. Também cria vetor de sinalização do
apoio.

%AP(j) é 1 se o apoio simples esquerdo
%AP(j) é 2 se o apoio simples direito
%AP(j) é 0 se o apoio duplo

%E conta o tempo que passa em cada tipo de apoio

ratio = btkGetAnalogSampleNumberPerFrame(AQ);
NSS=floor(NS/ratio);
limiar_ap=0.005*medvol(1); %considera limiar de 0.5% do peso

i=1;
t_dir=0;
t_esq=0;
t_dup=0;

for j=1:NSS

    PFS1(j,1:6)=PF1(i,1:6); %sinais da plataforma ESQUERDO sub-amostrados
    PFS2(j,1:6)=PF2(i,1:6); %sinais da plataforma DIREITO sub-amostrados

    CPres_s(j,1:2)=CPres(i,1:2);
    sinc_s(j)=sinc(i);

    if abs(PFS1(j,3))<limiar_ap AP(j)=1; t_esq=t_esq+1; else
        if abs(PFS2(j,3))<limiar_ap AP(j)=2; t_dir=t_dir+1; else
            AP(j)=0; t_dup=t_dup+1;
        end
    end
end

```

```

        end

    end

    i=i+ratio;

end

lanc(1:NSS)=0;

for i=1:NLB

    lb(i,6)=floor(lb(i,1)/ratio);
    lb(i,7)=floor(lb(i,5)/ratio);
    lanc(lb(i,6))=lb(i,3);
end

%Recupera e filtra valores de marcadores ângulos

[MM, MInfo] = btkGetMarkers(AQ);
fa_ma=MInfo.frequency; %frequencia de amostragem marcadores e ângulos
fc_ma=6.0; %frequencia de corte marcadores e ângulos
Wn=2*fc_ma/fa_ma;
[bb,aa] = butter(1,Wn);

clear M;

M = btkGetMarkersValues(AQ);
[NF,NM]=size(M);

for i=1:NM

    Mf(:,i)=filtfilt(bb,aa,M(:,i));

end

%Pega marcadores que irá utilizar nos cálculos

LACRO(:,1:3)= Mf(:,16:18);
RACRO(:,1:3)= Mf(:,19:21);
LEPIC(:,1:3)=Mf(:,25:27);
LULN(:,1:3)=Mf(:,28:30);
REPIC(:,1:3)= Mf(:,34:36);
RULN(:,1:3)=Mf(:,37:39);
LASI(:,1:3)=Mf(:,43:45);
RASI(:,1:3)=Mf(:,46:48);
SACR(:,1:3)=Mf(:,49:51);
LKNE(:,1:3)=Mf(:,55:57);
LANK(:,1:3)=Mf(:,61:63);
LHEE(:,1:3)=Mf(:,64:66);
LTOE(:,1:3)=Mf(:,67:69);
RKNE(:,1:3)=Mf(:,73:75);
RANK(:,1:3)=Mf(:,79:81);
RHEE(:,1:3)=Mf(:,82:84);
RTOE(:,1:3)=Mf(:,85:87);
LHJC(:,1:3)=Mf(:,193:195);
RHJC(:,1:3)=Mf(:,196:198);
LAJC(:,1:3)=Mf(:,208:210);
RAJC(:,1:3)=Mf(:,211:213);
MACRO(:,1:3)=(RACRO(:,1:3)+LACRO(:,1:3))*0.5;
MHJC(:,1:3)=(LHJC(:,1:3)+RHJC(:,1:3))*0.5;

```

%Calcula coordenados dos COM de cada segmento. Atribui valores dos coeficientes de distância "c\_" e %percentuais de massa "m\_" de acordo com as referências utilizadas.

```
if genero=='F'
    c_torso=0.3806;
    c_arm=0.5664;
    c_fh=0.6377;
    c_thigh=0.3812;
    c_lf=0.5224;
    m_torso=6.7+30.4+14.6; % cabeça&pescoço + torso + pelve
    m_arm=2.2;
    m_fh=1.3+0.5; %antebraço + mão
    m_thigh=14.6;
    m_lf=4.5+1.0; %perna mais pé
end
```

```
if genero=='M'

    c_torso=0.3705;
    c_arm=0.5437;
    c_fh=0.6364;
    c_thigh=0.4260;
    c_lf=0.5369;

    m_torso=6.7+33.3+14.2; % cabeça&pescoço + torso + pelve
    m_arm=2.4;
    m_fh=1.7+0.6; %antebraço + mão
    m_thigh=12.3;
    m_lf=4.8+1.2; %perna mais pé

end
```

```
CM_Torso(:,1:3)= MACRO(:,1:3)+(MHJC(:,1:3)-MACRO(:,1:3))*c_torso;
CM_RArm(:,1:3)= RACRO(:,1:3)+(REPIC(:,1:3)-RACRO(:,1:3))*c_arm;
CM_LArm(:,1:3)= LACRO(:,1:3)+(LEPIC(:,1:3)-LACRO(:,1:3))*c_arm;
CM_RFH(:,1:3)= REPIC(:,1:3)+(RULN(:,1:3)-REPIC(:,1:3))*c_fh;
CM_LFH(:,1:3)= LEPIC(:,1:3)+(LULN(:,1:3)-LEPIC(:,1:3))*c_fh;
CM_RT(:,1:3)= RHJC(:,1:3)+(RKNE(:,1:3)-RHJC(:,1:3))*c_thigh;
CM_LT(:,1:3)= LHJC(:,1:3)+(LKNE(:,1:3)-LHJC(:,1:3))*c_thigh;
CM_RLF(:,1:3)= RKNE(:,1:3)+(RANK(:,1:3)-RKNE(:,1:3))*c_lf;
CM_LLF(:,1:3)= LKNE(:,1:3)+(LANK(:,1:3)-LKNE(:,1:3))*c_lf;
```

%Calcula COM do corpo com tabela de massas

```
CM(:,1:3)= CM_Torso(:,1:3)*m_torso+(CM_RArm(:,1:3)+ CM_LArm(:,1:3))*m_arm+ (CM_RFH(:,1:3)+
CM_LFH(:,1:3))*m_fh+ (CM_RT(:,1:3)+CM_LT(:,1:3))*m_thigh+(CM_RLF(:,1:3)+CM_LLF(:,1:3))*m_lf;
m_tot=m_torso+2*(m_arm+m_fh+m_thigh+m_lf);
CM(:,1:3)=CM(:,1:3)/m_tot;
```

%Calcula velocidade do CoM;

```
vCM=diff(CM)*fa_ma;
vCM(NSS,1:3)=0;
```

%Calcula xCoM e a distância entre xCoM e BoS

hold on;

for i=1:NSS

```
    vcalc_2m(1:2)=(LTOE(i,1:2)-LHEE(i,1:2))/norm(LTOE(i,1:2)-LHEE(i,1:2));
    vcalc_2m(3)=0;
    vcalc_2m=transpose(vcalc_2m);
    R=rotz((C(1)*180)/(2*pi));
```

```

vcalc_5m=transpose(R*vcalc_2m)*b(1);
R=rotz(-(C(1)*180)/(2*pi));
vcalc_hal=transpose(R*vcalc_2m)*a(1);
L5META(i,1:2)=LHEE(i,1:2)+vcalc_5m(1:2); %ponta do 5o meta esq
LHAL(i,1:2)=LHEE(i,1:2)+vcalc_hal(1:2); %ponta do hálux esq

clear vcalc_2m;
clear vcalc_5m;
clear vcalc_hal;

vcalc_2m(1:2)=(RTOE(i,1:2)-RHEE(i,1:2))/norm(RTOE(i,1:2)-RHEE(i,1:2));
vcalc_2m(3)=0;
vcalc_2m=transpose(vcalc_2m);
R=rotz((C(2)*180)/(2*pi));
vcalc_5m=transpose(R*vcalc_2m)*b(2);
R=rotz((C(2)*180)/(2*pi));
vcalc_hal=transpose(R*vcalc_2m)*a(2);
R5META(i,1:2)=RHEE(i,1:2)+vcalc_5m(1:2); %ponta do 5o meta dir
RHAL(i,1:2)=RHEE(i,1:2)+vcalc_hal(1:2); %ponta do hálux dir

clear vcalc_2m;
clear vcalc_5m;
clear vcalc_hal;

if AP(i)==1

    %BoS é o triângulo do pé esquerdo

    BoSx(1)=LHEE(i,1);
    BoSx(2)=L5META(i,1);
    BoSx(3)=LHAL(i,1);
    BoSy(1)=LHEE(i,2);
    BoSy(2)=L5META(i,2);
    BoSy(3)=LHAL(i,2);

    ll=0.001*medvol(1,3)*1.34;
    wo_h=sqrt(9.8/ll); %faz calculo conforme Hof
    ll=0.001*norm(CM(i)-LAJC(i));
    wo_r=sqrt(9.8/ll); %faz cálculo com valor real do "pêndulo"
    fill(BoSx(1:3),BoSy(1:3),'r');

end

if AP(i)==2

    %BoS é o triângulo do pé direito

    BoSx(1)=RHEE(i,1);
    BoSx(2)=RHAL(i,1);
    BoSx(3)=R5META(i,1);
    BoSy(1)=RHEE(i,2);
    BoSy(2)=RHAL(i,2);
    BoSy(3)=R5META(i,2);

    ll=0.001*medvol(1,6)*1.34;
    wo_h=sqrt(9.8/ll); %faz calculo conforme Hof
    ll=0.001*norm(CM(i)-RAJC(i));
    wo_r=sqrt(9.8/ll); %faz cálculo com valor real do "pêndulo"
    fill(BoSx(1:3),BoSy(1:3),'b');

end

```

```

if AP(i)==0

    %BoS é o polígono de 6 lados ligando 6 pontos extremos dos pés
    BoSx(1)=LHEE(i,1);
    BoSx(2)=L5META(i,1);
    BoSx(3)=LHAL(i,1);
    BoSx(4)=RHAL(i,1);
    BoSx(5)=R5META(i,1);
    BoSx(6)=RHEE(i,1);

    BoSy(1)=LHEE(i,2);
    BoSy(2)=L5META(i,2);
    BoSy(3)=LHAL(i,2);
    BoSy(4)=RHAL(i,2);
    BoSy(5)=R5META(i,2);
    BoSy(6)=RHEE(i,2);

    ll=0.001*(medvol(1,3)+medvol(1,6))*0.5*1.34;

    wo_h=sqrt(9.8/ll); %faz calculo conforme Hof
    ll=0.001*norm(CM(i)-0.5*(LAJC(i)+RAJC(i)));
    wo_r=sqrt(9.8/ll); %faz cálculo com valor real do "pêndulo"
    fill(BoSx(1:6),BoSy(1:6),'y');

end

ABoS(i)=polyarea(BoSx,BoSy);

xCoM_h=CM(i,1:2)+vCM(i,1:2)/wo_h;
xCoM_h(3)=0;
xCoM_r=CM(i,1:2)+vCM(i,1:2)/wo_r;
xCoM_r(3)=0;
CoM=CM(i,1:2);
CoM(3)=0;
nn=length(BoSx);

for k=1:(nn-1)

    r1=[BoSx(k),BoSy(k),0];
    r2=[BoSx(k+1),BoSy(k+1),0];
    borda=norm(r2-r1);
    vet=cross((r2-r1),(xCoM_h-r1));
    dist_h(k)=norm(vet)/borda;
    vet=cross((r2-r1),(xCoM_r-r1));
    dist_r(k)=norm(vet)/borda;
    vet=cross((r2-r1),(CoM-r1));
    dist_cm(k)=norm(vet)/borda;

    end

    MoS_h(i)=min(dist_h);
    MoS_r(i)=min(dist_r);
    CoM_BoS(i)=min(dist_cm);

end

hold off;

CPres_s_off(:,1)=CPres_s(:,1)-mean(CPres_s(:,1));
CPres_s_off(:,2)=CPres_s(:,2)-mean(CPres_s(:,2));
CM_off(:,1)=CM(:,1)-mean(CM(:,1));
CM_off(:,2)=CM(:,2)-mean(CM(:,2));
T(:,1)=(1:NSS)/fa_ma;
T(:,2)=lanc; % zero sempre, se lanc esq -1, se lanc direito +1
T(:,3)=CPres_s(:,1);
T(:,4)=CPres_s(:,2);

```

```
T(:,5)=CM(:,1);
T(:,6)=CM(:,2);
T(:,7)=CM(:,3);
T(:,8)=AP(:);
T(:,9)=ABoS(:);
T(:,10)=MoS_h(:);
T(:,11)=MoS_r(:);
T(:,12)=CoM_BoS(:);
T(:,13)=CPres_s_off(:,1);
T(:,14)=CPres_s_off(:,2);
T(:,15)=CM_off(:,1);
T(:,16)=CM_off(:,2);
T(:,17)=PFS1(:,3);
T(:,18)=PFS2(:,3);
T(:,19)=LTOE(:,1);
T(:,20)=LTOE(:,2);
T(:,21)=L5META(:,1);
T(:,22)=L5META(:,2);
T(:,23)=LHAL(:,1);
T(:,24)=LHAL(:,2);
T(:,25)=LHEE(:,1);
T(:,26)=LHEE(:,2);
```

```
%fecha aquisição
```

## APÊNDICE E – TABELA 3

Tabela 3 – Indicadores da ABoS entre níveis e grupos

AVE					Hígidos				
Jogos	Velocidades	Máx ABoS (mm <sup>2</sup> )	p value	Med ABoS (mm <sup>2</sup> )	p value	Máx ABoS (mm <sup>2</sup> )	p value	Med ABoS (mm <sup>2</sup> )	p value
		Mediana (IQR1 – IQR3)		Mediana (IQR1 – IQR3)		Mediana (IQR1 – IQR3)		Mediana (IQR1 – IQR3)	
CABECEIO	1	75773,07 (115605,12 - 89832,06)	0,128	75007,42 (69411,10 - 86047,00)	0,264	91300,37 (80719,91 - 108532,22)	0,422	87430,39 (80179,57 - 108161,84)	0,111
	2	75386,17 (69761,92 - 87101,14)		74489,59 (69181,27 - 86495,55)		91798,45 (81015,11 - 118950,02)		89189,06 (80173,05 - 108164,47)	
	3	75324,75 (69682,50 - 87090,33)		73581,48 (69324,33 - 84631,36)		90489,08 (80883,38 - 108921,00)		90030,79 (80199,48 - 108282,23)	
	4	75384,59 (69741,69 - 87070,54)		74367,96 (69375,52 - 84683,32)		90587,78 (81265,01 - 109975,92)		90108,49 (80223,48 - 108380,19)	
	5	79311,28 (70248,99 - 94029,70)		76718,24 (69477,98 - 87560,66)		91106,50 (80970,59 - 111911,29)		90266,30 (80175,83 - 110042,26)	
GOLEIRO	1	82766,10 (72458,85 - 95097,78)	0,921	81919,08 (70984,57 - 93758,78)	0,793	93149,93 (81142,34 - 119952,60)	0,227	92640,59 (80146,53 - 119264,12)	0,035
	2	82622,42 (71304,89 - 95758,49)		79309,20 (70817,88 - 93587,57)		94660,94 (81267,15 - 119958,81)		92641,15 (80847,09 - 119179,76)	
	3	79852,85 (71060,26 - 94044,52)		79336,25 (70082,22 - 93578,66)		99058,59 (81824,03 - 122142,01)		94947,25 (81142,76 - 118829,55)	
	4	80135,90 (71265,15 - 93117,21)		79325,95 (70323,11 - 92029,32)		97492,20 (82076,43 - 119912,51)		96115,58 (81124,49 - 119378,67)	
	5	82187,36 (70480,13 - 90616,48)		78099,17 (69412,38 - 89971,41)		100961,76 (83965,03 - 120562,36)		98933,18 (81191,03 - 119811,39)	
ESQUI	1	78799,83 (71430,96 - 93174,51)	0,896	78459,24 (69706,60 - 91779,60)	0,900	100921,5 (81030,85 - 114404,89)	0,884	99144,22 (80851,95 - 113874,97)	0,787
	2	79908,57 (70452,95 - 86488,23)		76517,26 (69782,35 - 85733,30)		99785,06 (81467,03 - 114254,46)		98957,41 (81022,94 - 113848,81)	
	3	79197,36 (70735,16 - 86072,33)		76995,8 (69403,68 - 85603,13)		99783,14 (81248,11 - 114305,79)		99008,40 (80941,48 - 113847,97)	
	4	77908,03 (71812,76 - 86348,14)		76568,78 (70577,94 - 85792,44)		99983,50 (82066,97 - 114557,51)		98691,86 (81682,90 - 113923,20)	
	5	78624,67 (71288,36 - 88213,11)		76880,61 (70607,94 - 86102,46)		98183,66 (81878,00 - 115534,30)		97243,08 (81626,28 - 113965,80)	

## APÊNDICE F – TABELA 4

Tabela 4- Indicadores ABoS na postura ereta quieta e entre jogos

	<b>Indicadores</b>	<b>Ereta quieta</b>	<b>Cabeceio</b>	<b>Goleiro</b>	<b>Esqui</b>	<b>p value</b>
<b>AVE</b>	Máx ABoS (mm <sup>2</sup> )	77399,23	81299,04	84526,61	82752,84	0,428
	Med ABoS (mm <sup>2</sup> )	77274,17	79811,95	83031,34	81529,37	0,771
<b>Hígidos</b>	Máx ABoS (mm <sup>2</sup> )	84805,21	94981,24	100548,02	101517,21	0,001
	Med ABoS (mm <sup>2</sup> )	84716,20	93311,16	97982,69	100695,00	0,004
		<b>Ereta quieta x Cabeceio</b>		<b>Ereta quieta x Goleiro</b>		<b>Ereta quieta x Esqui</b>
		<b>p value</b>		<b>p value</b>		<b>p value</b>
	Máx ABoS	0,026		0,007		0,002
Med ABoS	0,039		0,020		0,002	

Fonte: a autora, 2019.

## APÊNDICE G – TABELA 5

Tabela 5- Indicadores da MoS entre velocidades

AVE					Hígidos				
Jogos	Velocidades	Min MoS (mm)	p value	Med MoS (mm <sup>2</sup> )	p value	Min MoS (mm <sup>2</sup> )	p value	Med MoS (mm <sup>2</sup> )	p value
		Mediana (IQR1 – IQR3)		Mediana (IQR1 – IQR3)		Mediana (IQR1 – IQR3)		Mediana (IQR1 – IQR3)	
CABECEO	1	79,28 (64,42 - 89,74)	0,611	109,56 (100,62 - 114,72)	0,688	68,07 (-180,97 - 87,14)	0,848	113,14 (107,39 - 119,86)	0,932
	2	80,57 (-15,64 - 85,31)		107,39 (94,67 - 114,25)		71,24 (40,99 - 89,73)		109,65 (102,35 - 116,01)	
	3	81,93 (68,92 - 93,93)		110,40 (93,56 - 112,05)		68,57 (37,16 - 91,36)		111,58 (105,59 - 116,58)	
	4	72,39 (57,81 - 88,58)		107,91 (92,03 - 113,95)		71,10 (31,75 - 80,60)		111,05 (105,02 - 120,26)	
	5	73,96 (35,64 - 92,81)		109,09 (91,39 - 115,16)		72,40 (35,01 - 89,27)		113,02 (101,20 - 115,11)	
GOLEIRO	1	71,78 (29,87- 83,18)	0,283	104,74(94,48- 115,37)	0,219	9173,00(44,43- 91,73)	0,200	110,13(98,90- 115,94)	0,225
	2	63,53(36,50- 88,00)		107,40(92,67- 116,75)		74,37(46,80- 85,19)		108,07(101,72 -115,95)	
	3	63,82(54,73- 82,63)		104,99(92,46- 114,76)		64,18(35,55- 88,86)		105,36(100,47 -112,47)	
	4	73,03(42,20- 76,81)		105,05(92,20- 110,89)		55,97(8,30- 81,65)		105,65(94,06- 114,38)	
	5	66,81(45,98- 78,86)		101,72(88,64- 112,24)		49,31(32,57- 65,50)		105,07(94,83- 109,95)	
ESQUI	1	64,21(43,53- 82,83)	0,416	106,82(87,52- 111,34)	0,326	74,27(6,65- 86,88)	0,067	104,55(96,64- 115,14)	0,201
	2	46,40(15,63- 73,85)		98,86(85,76- 110,29)		60,74(12,89- 79,91)		108,78(96,70- 115,97)	
	3	49,45(31,99- 66,57)		95,71(86,21- 108,98)		52,62(15,36- 71,27)		100,23(92,70- 115,90)	
	4	54,12(40,97- 68,06)		98,47(86,93- 106,02)		56,37(28,76- 72,69)		100,90(95,04- 115,95)	
	5	49,66(41,47- 71,89)		96,44(88,06- 102,34)		34,12(-4,64- 67,49)		98,88(84,72- 113,80)	

Fonte: a autora, 2019.

## APÊNDICE H – TABELA 6

Tabela 6- Indicadores da CM-BoS entre velocidades

AVE					Hígidos				
Jogos	Velocidades	Min CM-BoS (mm)	<i>p</i> value	Med CM-BoS (mm)	<i>p</i> value	Min CM-BoS (mm)	<i>p</i> value	Med CM-BoS (mm)	<i>p</i> value
		Mediana (IQR1 – IQR3)		Mediana (IQR1 – IQR3)		Mediana (IQR1 – IQR3)		Mediana (IQR1 – IQR3)	
CABECEIRO	1	87,92(75,07-97,84)	0,456	110,44(100,85-115,22)	0,564	84,81(-205,23-95,13)	0,378	113,50(108,13-120,88)	0,969
	2	85,22(74,12-94,89)		107,76(94,72-114,64)		77,72(60,76-99,43)		110,02(104,83-116,85)	
	3	85,17(74,20-99,47)		110,86(94,51-113,64)		81,29(74,11-93,82)		113,01(106,51-117,61)	
	4	84,27(73,57-95,89)		109,48(92,61-114,35)		82,38(64,87-96,20)		113,45(105,49-120,92)	
	5	85,16(55,14-98,80)		109,68(92,55-115,85)		78,96(56,38-101,51)		115,04(101,68-119,09)	
GOLEIRO	1	79,96(61,40-97,20)	0,709	105,13(94,67-115,96)	0,225	85,29(74,43-99,62)	0,073	110,42(99,29-116,83)	0,086
	2	83,81(65,18-95,98)		108,60(92,83-117,71)		87,69(71,36-90,37)		109,75(102,44-117,12)	
	3	82,41(68,86-94,13)		106,04(92,71-115,47)		87,46(63,91-94,99)		108,17(101,75-112,84)	
	4	81,08(70,92-89,76)		106,76(92,75-112,03)		77,18(65,45-91,15)		107,03(97,57-115,22)	
	5	82,14(56,88-95,72)		102,56(89,08-113,64)		70,78(50,89-87,98)		105,68(96,38-112,64)	
ESQUI	1	74,29(74,29-86,62)	0,515	107,34(87,81-111,88)	0,315	82,29(14,01-90,89)	0,373	105,84(96,90-115,57)	0,543
	2	59,15(39,81-82,55)		99,65(86,79-110,37)		69,54(28,23-91,23)		109,48(98,05-116,47)	
	3	62,82(51,02-78,88)		97,49(88,17-110,75)		61,62(42,38-87,54)		100,97(94,55-116,94)	
	4	66,03(53,70-72,84)		99,46(87,54-107,44)		71,59(48,04-86,60)		101,90(95,78-116,52)	
	5	60,54(50,68-78,66)		98,01(88,45-105,53)		59,82(20,74-83,62)		100,75(88,37-115,70)	

Fonte: a autora, 2019.

## APÊNDICE I – TABELA 7

Tabela 7- Indicadores da MoS entre grupos

Grupos	Indicadores	Cabeceio	Goleiro	Esqui	<i>p value</i>
AVE	Min MoS (mm)	74,65	69,55	52,72	0,003
	Med MoS (mm)	108,91	103,35	99,76	0,000
Hígidos	Min MoS(mm)	80,87	83,06	66,76	0,444
	Med MoS (mm)	112,38	107,05	101,03	0,210

Fonte: a autora, 2019.

## APÊNDICE J – TABELA 8

Tabela 7- Simetria de descarga de peso entre velocidades e grupos

Jogos	Velocidades	AVE		Hígidos	
		Simetria de descarga de peso (MIP)	<i>p</i> value	Simetria de descarga de peso (MMC)	<i>p</i> value
		%		%	
<b>CABECEIRO</b>	1	46,84 (40,28-51,39)	0,176	113,50(108,13-120,88)	0,208
	2	46,22 (41,74-51,85)		52,94(48,91-54,02)	
	3	47,04 (42,43-52,05)			
	4	47,71 (41,96-52,50)		47,71(42,20-52,33)	
	5	48,10 (42,96-51,24)		48,64(43,25-50,98)	
<b>GOLEIRO</b>	1	48,08(40,79-59,86)	0,807	48,83(46,34-51,22)	0,180
	2	47,35(40,49-55,27)		50,38(45,66-51,84)	
	3	45,28(43,26-55,93)		49,05(44,29-51,55)	
	4	47,69(42,46-54,20)		48,05(43,78-52,89)	
	5	46,51(42,73-57,94)		49,86(44,31-52,00)	
<b>ESQUI</b>	1	59,36(53,94-64,08)	0,983	50,52(46,51-53,09)	0,234
	2	60,64(53,11-65,68)		49,36(46,41-51,37)	
	3	60,52(52,47-63,92)		52,67(48,73-55,02)	
	4	59,07(52,59-64,34)		51,89(49,33-55,34)	
	5	60,25(50,78-65,94)		52,42(48,68-55,92)	

Fonte: a autora, 2019.

## APÊNDICE K – TABELA 9

Tabela 9- Simetria de descarga de peso entre na postura ereta quieta e jogos

Simetria de descarga de peso (%)						
AVE				Hígidos		
Condições	Mediana	IQR1 - IQR3	<i>p value</i>	Mediana	IQR1 - IQR3	<i>p value</i>
<b>Ereta quieta</b>	43,61	35,49 – 47,29	0,567	47,61	47,03 – 48,05	0,879
<b>Cabeceio</b>	41,89	37,41 – 45,36		47,55	43,48 – 49,10	
<b>Goleiro</b>	42,37	39,26 – 46,42		48,07	45,36 – 48,77	
<b>Esqui</b>	41,48	35,69 – 47,48		46,25	46,25 – 48,05	

Fonte: a autora, 2019.

## APÊNDICE L – TABELA 10

Tabela 10- Pontuações dos jogos (*p-value*)

Jogos	AVE	Hígidos	AVE x Hígidos
	<i>p-value</i>	<i>p-value</i>	<i>p-value</i>
<b>Cabeceio x Goleiro</b>	0,001	0,000	0,165
<b>Cabeceio x Esqui</b>	0,000	0,000	0,460
<b>Goleiro x Esqui</b>	0,013	0,001	0,180

Fonte: a autora, 2019.

## ANEXO A - ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG – VERSÃO BRASILEIRA

Participante: \_\_\_\_\_ Avaliador: \_\_\_\_\_

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 à 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 B – MiniBESTest

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

**Equipamento:** Espuma (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 COM PASSO COMPENSATÓRIO PARA TRÁS:	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 COM PASSO COMPENSATÓRIO PARA LATERAL	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 - OLHOS FECHADOS	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 NA VELOCIDADE DA MARCHA	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.
ANDAR COM VIRADAS DE CABEÇA – HORIZONTAL	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 indivíduo apresentar restrição cervical grave, permita movimentação combinada de cabeça e tronco.
ANDAR E GIRAR SOBRE O EIXO	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.
PASSAR SOBRE OBSTÁCULOS	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.

TUG COM DUPLA TAREFA	<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 (&gt; 10%) no TUG e ou novos sinais de desequilíbrio.</p> <p>É permitido que o paciente nomeie frutas caso não saiba contar.</p>
----------------------	--

## **ANEXO C – 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 D – ESCALA DE BORG**

BRUNETTO; PAULIN; YAMAGUTI, 2001.

<b>Número</b>	<b>Intensidade</b>
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