

ANO
2018



UDESC

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS – CCT
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

FABRÍCIO NOVELETTO | SISTEMA BIOMÉDICO PARA AVALIAÇÃO E REABILITAÇÃO MOTORA EM HEMIPARÉTICOS POR AVC

Esta tese descreve o desenvolvimento de um sistema biomédico para avaliação e reabilitação motora em hemiparéticos por Acidente Vascular Cerebral (AVC). Foram desenvolvidos dois Jogos Sérios (JS) para reabilitação motora que utilizam sinais biomédicos como interface de controle. Os jogos foram projetados com base em um modelo conceitual para desenvolvimento de JS para reabilitação pós-AVC chamado STRONGER, proposto neste trabalho. Um sistema de pontuação (escore) foi projetado com base na relação entre os dados do jogo e o desempenho clínico do paciente. Foram realizados dois estudos experimentais com pacientes e os resultados mostraram que os pacientes melhoraram significativamente em todas as variáveis clínicas analisadas. A correlação entre o escore do JS e as escalas de avaliação clínica mostrou que é possível utilizar a pontuação do jogo como uma ferramenta de avaliação clínica. Os resultados gerais indicam que o uso do modelo STRONGER pode ser apropriado para o projeto de sistemas biomédicos para reabilitação pós-AVC.

Orientador: Pedro Bertemes Filho

Coorientador: Marcelo da Silva Hounsell

Joinville, 2018

TESE DE DOUTORADO

**SISTEMA BIOMÉDICO PARA
AVALIAÇÃO E REABILITAÇÃO MOTORA
EM HEMIPARÉTICOS POR AVC**

FABRÍCIO NOVELETTO

JOINVILLE, 2018

FABRÍCIO NOVELETTO

**SISTEMA BIOMÉDICO PARA AVALIAÇÃO E REABILITAÇÃO MOTORA EM
HEMIPARÉTICOS POR AVC**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, do Centro de Ciências Tecnológicas, da Universidade do Estado de Santa Catarina, como requisito parcial para a obtenção do grau de Doutor em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Bertemes Filho

Coorientador: Prof. Dr. Marcelo da Silva Hounsell

JOINVILLE, SC

2018

Noveletto, Fabrício
Sistema Biomédico para Avaliação e Reabilitação
Motora em Hemiparéticos por AVC / Fabrício
Noveletto. - Joinville , 2018.
215 p.

Orientador: Pedro Bertemes Filho
Co-orientador: Marcelo da Silva Hounsell
Tese (Doutorado) - Universidade do Estado de
Santa Catarina, Centro de Ciências Tecnológicas,
Programa de Pós-Graduação , Joinville, 2018.

1. Sistema Biomédico. 2. Reabilitação. 3. Jogos
Sérios. 4. Acidente Vascular Cerebral. I. Bertemes
Filho, Pedro. II. da Silva Hounsell, Marcelo. ,
.III. Universidade do Estado de Santa Catarina,
Centro de Ciências Tecnológicas, Programa de Pós-
Graduação . IV. Título.

**Sistema Biomédico para Avaliação e Reabilitação Motora em Hemiparéticos
por AVC**

por

Fabício Noveletto

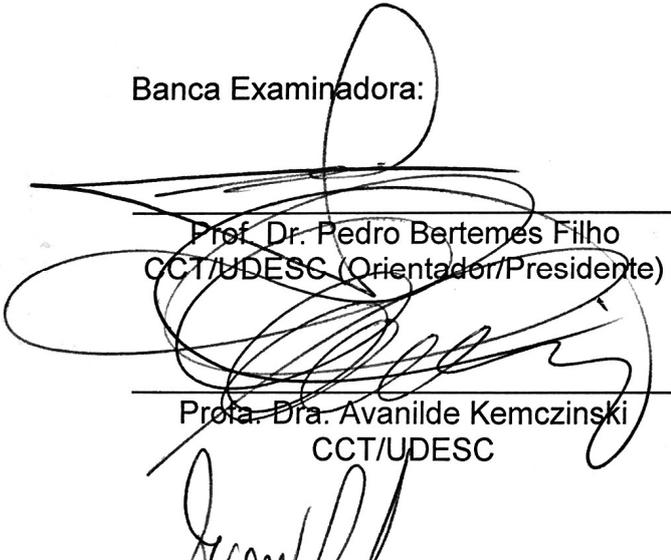
Esta tese foi julgada adequada para obtenção do título de

DOUTOR EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Área de concentração em “Sistemas Eletroeletrônicos”
e aprovada em sua forma final pelo

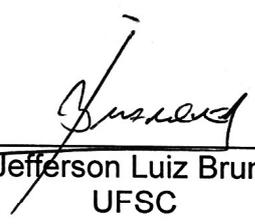
CURSO DE DOUTORADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA
DO CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS DA
UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA.

Banca Examinadora:


Prof. Dr. Pedro Bertemes Filho
CCT/UEDESC (Orientador/Presidente)

Prof. Dra. Avanilde Kemczinski
CCT/UEDESC

Prof. Dr. Douglas Wildgrube Bertol
CCT/UEDESC


Prof. Dr. Jefferson Luiz Brum Marques
UFSC

Videoconferência
Prof. Dra. Fátima de Lourdes dos
Santos Nunes Marques
USP

Joinville,SC, 21 de setembro de 2018.

Dedico este trabalho a minha família!

“A fé desempenha em nossa vida um papel mais importante do que supomos, e é o que nos permite fazer mais do que pretendemos. Creio que aí está o elemento precursor de nossas ideias. Sem a fé não se teriam elaborado jamais hipóteses e teorias, nem se teriam inventado as ciências ou as matemáticas. Estou convencido de que a fé é um prolongamento do espírito: negar a fé é condenar-se e condenar o espírito que engendra todas as forças criadoras de que dispomos.” **(Charles Chaplin)**

RESUMO

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é a principal causa de incapacidade em adultos e a segunda principal causa de morte no mundo. Em geral, as pessoas que sobrevivem ao AVC apresentam sequelas, como a redução da força muscular em um dos lados do corpo (hemiparesia), que comprometem sua capacidade funcional e exigem longos períodos de reabilitação. Os Jogos Sérios (JS) surgiram como uma nova abordagem para melhorar o tratamento convencional, possibilitando atender de maneira motivadora, as necessidades individuais dos pacientes. Neste estudo foi desenvolvido um sistema biomédico baseado em JS para avaliação e reabilitação motora em hemiparéticos por AVC. O sistema é composto por hardware e software específicos para aquisição e processamento de sinais biomédicos, utilizados como interface de controle de JS para avaliação e treinamento de força e controle muscular (JS *mimPong*) e equilíbrio (JS *myBalance*). Ambos JS têm um sistema de pontuação (escore) projetado com base na relação entre os dados do jogo e o desempenho clínico do paciente. Adicionalmente, foi proposto um modelo conceitual, chamado STRONGER, para desenvolvimento de JS para reabilitação pós-AVC, que preconiza o projeto multidisciplinar e a validação clínica. Para validação do sistema biomédico proposto foram realizados dois estudos experimentais com pacientes hemiparéticos na fase crônica do AVC. O primeiro estudo analisou os efeitos terapêuticos de um programa de reabilitação do equilíbrio com o JS *myBalance*. Participaram deste estudo 6 pacientes e 12 sujeitos saudáveis foram recrutados para determinação de valores referenciais para o protocolo de avaliação do equilíbrio proposto. Os resultados mostraram que os pacientes melhoraram significativamente em todas as variáveis clínicas analisadas. Especialmente em relação ao protocolo de avaliação do equilíbrio, avaliado pelo escore do JS, os pacientes melhoram seu desempenho ao nível dos sujeitos saudáveis. No segundo estudo, foi analisado o efeito terapêutico de um programa de reabilitação da força e controle muscular de membro inferior com o JS *mimPong*. Neste estudo, os resultados terapêuticos do JS foram comparados com a terapia convencional. Participaram do estudo um total de 16 pacientes, 11 no grupo experimental (terapia com o JS) e 5 no grupo controle (terapia convencional). O programa de exercícios com o JS *mimPong* também resultou em melhoras significativas para o grupo experimental para todas as variáveis clínicas analisadas, sendo superior aos resultados obtidos pelo grupo controle com a terapia convencional. A correlação entre o escore do JS e as escalas de avaliação clínica, mostrou que a pontuação do jogo pode ir além do aspecto motivacional, elevando o JS ao nível de uma ferramenta de avaliação clínica. Os resultados gerais indicam que o uso do modelo STRONGER pode ser viável para o projeto de sistemas biomédicos para reabilitação pós-AVC.

Palavras-chave: Sistema Biomédico, Reabilitação, Jogos Sérios, Acidente Vascular Cerebral.

ABSTRACT

Stroke is the major cause of disabilities in adults and the second one cause of deaths worldwide. People that survive a stroke present deficits as the reduction of the muscular strength (paresis), which affect the functional capacities and require rehabilitation for long periods. Serious Games (SG) emerged as a new approach to enhance conventional treatment by making it a motivating method to meet individual needs. In this work, a biomedical system based on SG was developed for evaluation and motor rehabilitation and in hemiparetic stroke patients. The biomedical system consists of a specific hardware and software for acquisition and processing of biomedical signals, which was used as control interface for the SG games developed for training and evaluating the strength (*mimPong* SG) and balance (*myBalance* SG). They have a scoring system that extracts metric information regarding patients' performance during gaming. A conceptual model was proposed for SG development for post-stroke rehabilitation, which uses a multidisciplinary design and clinical validation. Two experimental studies were performed with hemiparetic patients in the chronic phase of stroke in order to validate the proposed biomedical system. The first one was performed with six hemiparetic patients in an exercise program using the SG *myBalance* in order to evaluate the therapeutic effects of the game. Twelve healthy subjects were recruited for determining the baseline score for balance by using the proposed system. Results showed that the patients improved significantly in all evaluated clinical variables. Considering the proposed protocol for balance evaluation based on the game score, patients improve their performance to the level of healthy subjects. In the second study, we analyzed the therapeutic effect of a strength rehabilitation and lower limb muscle control program with the *mimPong* SG. Therapeutic results of the SG were compared with the conventional therapy. A total of 16 patients participated in the study, 11 in the experimental group (SG therapy) and 5 in the control group (conventional therapy). The exercise program with *mimPong* SG showed a significant improvement for the experimental group. Furthermore, those results were better in comparison with the control group with conventional therapy. The correlation between SG score and clinical evaluation scales showed that the game scoring can go beyond the motivational aspect, indicating the SG as a clinical evaluation tool. The results indicate that the STRONGER model may be feasible for using in design of biomedical systems for poststroke rehabilitation.

Keywords: Biomedical System, Rehabilitation, Serious Games, Stroke.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Visão geral do processo metodológico	34
Figura 2 - Ilustração dos tipos de AVC isquêmico e hemorrágico.....	39
Figura 3 - Áreas do cérebro e funções comumente afetadas pelo AVC.....	40
Figura 4 - Representação simplificada da conexão entre o córtex motor e músculos distais...42	
Figura 5 - Categorias de Biofeedback em reabilitação física	51
Figura 6 - Dinamômetros utilizados em reabilitação motora. (a) Dinamômetro isocinético computadorizado; (b) Dinamômetro handgrip; (c) Dinamômetro handheld.....	54
Figura 7 - Ângulos de inclinação de um acelerômetro em função da força da gravidade	56
Figura 8 - Decomposição de um sinal EMG de superfície.....	57
Figura 9 - Relação entre os propósitos dos jogos digitais	60
Figura 10 - Diagrama ilustrativo da Teoria do Fluxo.....	61
Figura 11 - Convergência de motivações	63
Figura 12 - Classificação de Jogos Sérios para Saúde.....	67
Figura 13 - Área de formação dos autores.....	70
Figura 14 - Área de aplicação dos jogos baseada na função a ser reabilitada no paciente.....	70
Figura 15 - Dispositivos de entrada dos jogos.....	71
Figura 16 - Ocorrências individuais dos instrumentos de avaliação clínica.....	71
Figura 17 - Número de publicações de JS para reabilitação de pacientes Pós-AVC	73
Figura 18 - Número de artigos por área de formação dos autores e base de publicação.....	74
Figura 19 - Resultado do MSL em função do tipo de aplicação, dispositivo de entrada e instrumento de avaliação	75
Figura 20 - STRONGER: Modelo Conceitual para desenvolvimento de Sistemas de Reabilitação pós-AVC baseados na Pontuação do Jogo	80
Figura 21 - Relação entre os especialistas e as questões do projeto.....	81
Figura 22 - Taxonomia de JS para reabilitação pós-AVC.....	83
Figura 23 - Fluxograma da construção empírica do Escore	90

Figura 24 - Diagrama geral do sistema de avaliação e treinamento motor.....	91
Figura 25 - Dinamômetro para mensuração de força de preensão manual e grupos musculares. a) Dinamômetro construído com destaque para a posição da célula de carga de compressão; b) Modo handgrip; c) Modo handheld	92
Figura 26 - Diagrama de blocos do sistema de dinamometria, contendo: célula de carga, etapa de amplificação e etapa de filtragem.....	93
Figura 27 - Diagrama do sistema de eletromiografia (E1, E2 e R são eletrodos de superfície)	94
Figura 28 - Tela principal do software desenvolvido para análise da força muscular e biofeedback	96
Figura 29 - Funções de controle do modo de biofeedback	97
Figura 30 - Resposta temporal de um teste de preensão gerados no MATLAB.....	98
Figura 31 - Visualização da tela do software desenvolvido com o resultado de um teste de preensão manual para avaliação de força e atividade elétrica muscular do músculo palmar longo.....	99
Figura 32 - Resultado de testes de preensão manual com o punho posicionado em 3 diferentes posições: em posição neutra a 0°, em posição de flexão a 30° e em posição de extensão a 30°	100
Figura 33 - Gráfico da curva de força de um exercício de preensão manual em contração isométrica voluntária máxima por 15 s	100
Figura 34 - Teste de dorsiflexão do pé com um sinal alvo triangular.....	101
Figura 35 - Possibilidades de interfaces de controle do sistema biomédico	103
Figura 36 - (a) Diagrama do sistema de treino e avaliação do equilíbrio. (b) Configuração experimental.....	107
Figura 37 - Tela principal do JS <i>myBalance</i>	108
Figura 38 - Configurações de tela do JS <i>myBalance</i>	109
Figura 39 - Melhores performances dos pacientes S1 e S2 em pré/pós-testes com BDS e SDS. ML= eixo médio-lateral; AP= eixo ântero-posterior	116
Figura 40 - Melhores performances dos pacientes S3 e S4 em pré/pós-testes com BDS e SDS. ML= eixo médio-lateral; AP= eixo ântero-posterior	116
Figura 41 - Melhores performances dos pacientes S5 e S6 em pré/pós-testes com BDS e SDS. ML= eixo médio-lateral; AP= eixo ântero-posterior	117
Figura 42 - Melhores desempenhos dos sujeitos (S1 a S6) em pré/pós-testes para (a) Estabilometria Dinâmica Básica (EDB) e (b) respectivos deslocamentos do COP. As linhas pontilhadas representam os valores referencias para os sujeitos saudáveis.....	117

Figura 43 - Relação da EEB com a Força e Escore do JS.....	119
Figura 44 - (a) Diagrama do sistema biomédico de reabilitação motora de membro inferior e (b) setup experimental com paciente.....	127
Figura 45 - Tela principal do JS <i>mimPong</i>	128
Figura 46 - Tela de configuração geral do JS <i>mimPong</i>	129
Figura 47 - Tela de visualização de gráficos e informações da sessão do jogo.....	130
Figura 48 - Aparelho extensor de perna adaptado para mensurar bilateralmente a força dos grupos musculares quadríceps femoral (a) e isquiotibiais (b).....	131
Figura 49 - Protocolo para avaliação do controle e força muscular.....	132
Figura 50 - Ângulos de saída da bola após rebater na raquete. (a) saída com menos ângulo; (b) saída com mais ângulo; (c) saída perpendicular.....	134
Figura 51 - Gráfico de uma sessão com o jogo, gerado no MATLAB.....	135
Figura 52 - Valores de pré/pós testes para força de MQF (a) e MIT (b) para o lado parético (treinado com o JS <i>mimPong</i>).....	138
Figura 53 - Valores de pré/pós testes para o Escore de MQF (a) e MIT (b) para o lado parético (treinado com o JS <i>mimPong</i>).....	139
Figura 54 - Valor médio da variável Gameskill para as 3 primeiras e últimas sessões de treinamento para o grupo muscular quadríceps femoral (lado parético).....	140
Figura 55 - Relação individual das variáveis extraídas do JS com a EFM-MI, em que: EMQF= Escore de quadríceps femoral; EMQF= Escore de isquiotibiais; FMQF= Força de quadríceps femoral; FMQF= Força de isquiotibiais; P= Lado parético.....	141
Figura 56 - Curva hipotética do padrão não-linear de recuperação do AVC.....	149
Figura 57 - Características dos JS <i>myBalance</i> e <i>mimPong</i> usando a taxonomia proposta.....	155

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Documentos encontrados nas etapas iniciais do MSL	65
Tabela 2 - Resultado das características analisadas nos jogos selecionados.....	72
Tabela 3 - Valores pré/pós-teste do grupo experimental.....	115
Tabela 4 - Valores de pré e pós-testes das avaliações por escalas clínicas	136
Tabela 5 - Valores de pré e pós-testes das avaliações de força muscular	137
Tabela 6 - Valores de pré e pós-testes das avaliações do escore do JS	139
Tabela 7 - Coeficientes de correlação entre escores do JS e funções motoras.....	141
Tabela 8 - Tamanhos do efeito (<i>d</i>) das variáveis clínicas do GE e GP	152

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Teste manual de graduação de força muscular.....	52
Quadro 2 - Lista de artigos selecionados no MSL	66
Quadro 3 - Instrumentos de avaliação clínica utilizados na reabilitação pós-AVC	69
Quadro 4 - Gêneros dos jogos e suas características principais.	86
Quadro 5 - Códigos e descrição para as operações de aquisição dos sinais.....	95

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
A/D	Analógico/Digital
AP	Ântero-Posterior
AVC	Acidente Vascular Cerebral
AVD	Atividades de Vida Diária
COP	<i>Center of Pressure</i>
EAM	Escala de <i>Ashworth</i> Modificada
EDA	Estabilometria Dinâmica Aleatória
EDB	Estabilometria Dinâmica Básica
EDS	Estabilometria Dinâmica Sequencial
EEB	Escala de Equilíbrio de Berg
EFM-MI	Escala de <i>Fugl-Meyer</i> – Membro Inferior
EMG	Sinal Eletromiográfico
GC	Grupo Controle
GE	Grupo Experimental
GP	Grupo Piloto
GR	Grupo Referência
IMU	<i>Inertial Measurement Unit</i>
JS	Jogos Sérios
MDA	<i>Mechanics Dynamics Aesthetics</i>
MIT	Músculo Isquiotibiais
ML	Médio-Lateral
MI	Membro Inferior

MQF	Músculo Quadríceps Femoral
MSL	Mapeamento Sistemático da Literatura
NUI	<i>Natural User Interface</i>
OMS	Organização Mundial de Saúde
PBL	<i>Points Badges Leaderboards</i>
PSN	Perfil de Saúde de <i>Nothinghan</i>
RV	Realidade Virtual
SENIAM	<i>Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
STRONGER	<i>Systems for sTroke Rehabilitation Based ON GamE scoRe</i>
TUGT	<i>Timed Up and Go Test</i>
TVM	Teste de Velocidade da Marcha

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	31
1.1	OBJETIVOS	33
1.2	PROCESSO METODOLÓGICO	34
1.3	ESTRUTURA DA TESE.....	37
2	ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL	39
2.1	EPIDEMIOLOGIA	40
2.2	HEMIPARESIA.....	41
2.3	REABILITAÇÃO DA HEMIPARESIA POR AVC	43
2.3.1	Reabilitação da Força	44
2.3.2	Reabilitação do Equilíbrio	45
2.4	JOGOS DIGITAIS COMO RECURSO TERAPÊUTICO	46
3	DISPOSITIVOS BIOMÉDICOS NA REABILITAÇÃO MOTORA PÓS-AVC	49
3.1	SISTEMAS DE MEDIÇÃO PARA FORÇA E EQUILÍBRIO	52
3.1.1	Dinamometria	53
3.1.2	Acelerometria	55
3.1.3	Eletromiografia	56
3.2	DISPOSITIVOS BIOMÉDICOS UTILIZADOS COMO INTERFACE DE CONTROLE PARA JOGOS DIGITAIS.....	58
4	JOGOS SÉRIOS	59
4.1	PROJETO DE JOGOS DIGITAIS	60
4.2	PROJETO DE JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO.....	62
4.3	JOGOS SÉRIOS NA REABILITAÇÃO PÓS-AVC	63
4.3.1	Mapeamento Sistemático da Literatura	63
5	STRONGER: MODELO CONCEITUAL PARA DESENVOLVIMENTO DE JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO PÓS-AVC	79
5.1	ESPECIALISTAS.....	80
5.2	PACIENTE	81
5.3	JOGO SÉRIO.....	82
5.3.1	Taxonomia de Jogos Sérios para Reabilitação pós-AVC	82
5.4	DISPOSITIVO BIOMÉDICO	88
5.5	SCORE	88
6	SISTEMA BIOMÉDICO INTEGRADO PARA AVALIAÇÃO E REABILITAÇÃO MOTORA DE PACIENTES HEMIPARÉTICOS POR AVC	91

6.1	SISTEMA BIOMÉDICO INTEGRADO	91
6.1.1	Sistema de Dinamometria	92
6.1.2	Sistema de Eletromiografia	93
6.1.3	Sistema de Acelerometria	94
6.1.4	Sistema Microcontrolado.....	95
6.1.5	Sistema Computacional.....	96
6.2	ANÁLISE DOS RESULTADOS	98
6.3	DISCUSSÃO E CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO	101
7	SISTEMA BIOMÉDICO PARA AVALIAÇÃO E REABILITAÇÃO DO EQUILÍBRIO EM PACIENTES HEMIPARÉTICOS POR AVC.....	105
7.1	MATERIAIS E MÉTODOS.....	105
7.1.1	Prancha de Equilíbrio	107
7.1.2	O Jogo SériO myBalance	107
7.1.3	Procedimentos para Utilização do JS myBalance	110
7.1.4	Modo de Avaliação	110
7.1.5	Modo de Treinamento.....	111
7.1.6	Propriedades Métricas do JS myBalance.....	112
7.1.7	Análise Estatística.....	114
7.2	RESULTADOS	114
7.2.1	Avaliação Clínica.....	115
7.2.2	Avaliação dos Escores do JS.....	118
7.3	DISCUSSÃO.....	120
7.3.1	Limitações do Estudo	123
7.4	CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO.....	124
8	SISTEMA BIOMÉDICO PARA AVALIAÇÃO E REABILITAÇÃO MOTORA DE MEMBRO INFERIOR EM PACIENTES HEMIPRÉTICOS POR AVC	125
8.1	MATERIAIS E MÉTODOS.....	125
8.1.1	Características Gerais do Hardware	128
8.1.2	O Jogo SériO mimPong.....	128
8.1.3	Procedimentos para Utilização do JS mimPong.....	130
8.1.4	Propriedades Métricas do JS mimPong	131
8.1.5	Análise Estatística.....	135
8.2	RESULTADOS	136
8.2.1	Avaliação Clínica.....	136
8.2.2	Avaliação dos Escores do JS.....	138
8.2.3	Propriedades Métricas do JS mimPong	140
8.3	DISCUSSÃO.....	142

8.3.1	Força e Controle Muscular	142
8.3.2	Marcha e Mobilidade Funcional.....	144
8.3.3	Recuperação Motora e Espasticidade	145
8.3.4	Propriedades Métricas do JS <i>mimPong</i>	146
8.3.5	Limitações do Estudo.....	148
8.4	CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO	148
9	DISCUSSÃO GERAL.....	149
10	CONCLUSÕES	157
10.1	ARTIGOS PUBLICADOS	159
10.2	TRABALHOS FUTUROS	161
	REFERÊNCIAS	163
	ANEXOS	183

1 INTRODUÇÃO

Segundo dados da Organização Mundial de Saúde (OMS) (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2018), aproximadamente 15% da população mundial vive com algum tipo de deficiência. Entre os motivos deste elevado número estão o envelhecimento da população e o aumento das doenças crônicas. Este número indica a necessidade de buscar novas estratégias para a reabilitação destas pessoas. A reabilitação é definida pela OMS (ALMEIDA, 2012) como: “o uso de todos os meios necessários para reduzir o impacto da condição incapacitante e permitir aos indivíduos incapacitados a obtenção de uma completa integração”. Assim, a reabilitação tem como objetivo, reduzir a incapacidade provocada por alguma doença e, quando possível, melhorar a capacidade funcional do indivíduo (BROWN et al., 2014).

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é considerado uma das doenças mais incapacitantes. Segundo a Organização Mundial de AVC (BENJAMIN et al., 2017), a cada ano são registrados cerca de 15 milhões de casos, com um índice de mortalidade de 40%, sendo a segunda principal causa de morte no mundo. Somente no Brasil, no ano de 2011, foram registradas 179 mil internações por AVC (isquêmico e hemorrágico), sendo essa uma das doenças crônicas que mais afeta a população brasileira, incidindo principalmente em adultos de meia-idade e idosos (SANTOS et al., 2011). Dentre as principais sequelas provocadas pelo AVC está a hemiparesia, que é caracterizada pela redução da força muscular no lado contralateral à lesão encefálica. Kendall e colaboradores (2007) destacam que a força muscular está diretamente relacionada com a capacidade motora de um indivíduo para realização das atividades da vida diária (AVD). O comprometimento motor está relacionado com a limitação da mobilidade do paciente e, por isso, grande parte do foco terapêutico está na reabilitação motora, ou seja, na recuperação do movimento prejudicado e das funções associadas (LANGHORNE; COUPAR; POLLOCK, 2009).

Dentre as abordagens terapêuticas comumente utilizadas em reabilitação está uma técnica conhecida por *biofeedback* (WOODFORD, 2007; YUCHA; GILBERT, 2004). Este termo refere-se a um método de tratamento que utiliza dispositivos de monitoramento para ajudar as pessoas a controlar de forma consciente, processos corporais, como tensão muscular, frequência cardíaca e pressão arterial (YUCHA; GILBERT, 2004). O uso do *biofeedback* em processos de autorregulação pode ajudar no tratamento de desordens orgânicas, recuperação de funções musculares e redução da dor, entre outros (FERNANDO; BASMAJIAN, 1998). O *feedback* (retroalimentação) é o termo usado para o procedimento em que o sinal de saída de um sistema é transferido para a entrada desse mesmo sistema, com o objetivo de melhorar o

controle da saída. Esses sinais geralmente são apresentados na forma auditiva e/ou visual, e oferecem um importante acréscimo de informações para o indivíduo, possibilitando um aumento da aprendizagem e a melhora no processo de reabilitação. No *biofeedback* é utilizado o condicionamento operante, uma técnica de aprendizado associativo que exige envolvimento direto e constante do paciente (SOARES et al., 2003). Os sinais de *biofeedback* podem ser de origem biomecânica (movimento, controle postural e força) ou de origem fisiológica (neuromuscular, cardiológico e respiratório). Embora o seu uso seja comum em várias áreas da ciência, captar e processar adequadamente os sinais biológicos de interesse ainda é um desafio (HUANG; WOLF; HE, 2006). Apesar disso, os benefícios provenientes do *biofeedback* vêm sendo ampliados com o desenvolvimento de novos dispositivos eletrônicos e com o uso de jogos digitais (RINCON; YAMASAKI; SHIMODA, 2016; MAKWANA; GUPTA, 2014; CONVERSE et al., 2013).

As doenças ou síndromes que afetam as funções motoras que comprometem a capacidade funcional do indivíduo, como no AVC, geralmente exigem longos períodos de reabilitação (BREWER et al., 2012). Nos casos em que não existe a possibilidade de cura, o processo de reabilitação pode ser permanente, sendo fundamental para a manutenção da condição motora do indivíduo. Portanto, é necessário buscar estratégias para tornar o processo de reabilitação mais motivador para o paciente. Neste sentido, o uso de jogos digitais tem se mostrado um importante aliado dos profissionais da saúde no processo de reabilitação. Nos últimos anos a área da saúde tem se beneficiado significativamente da utilização de jogos na reabilitação de pacientes (MORITZ et al., 2011). Além disso, os jogos digitais também podem estimular as funções cognitivas básicas, gerando benefícios além da questão da reabilitação motora (COSTA; CARVALHO, 2005). Embora usado na reabilitação, os jogos comerciais tradicionais não são desenvolvidos para essa finalidade, o que pode limitar a sua eficiência terapêutica. Assim, uma alternativa para reduzir estas limitações pode ser o desenvolvimento de jogos para propósitos específicos. Estes jogos que visam aspectos específicos, como educação e saúde, combinados com o aspecto lúdico do entretenimento, são chamados de *Serious Games* (ALVAREZ; DJAOUTI, 2011), também utilizado em tradução literal por alguns autores como Jogos Sérios (JS). Entretanto, a condição de função motora reduzida impossibilita o paciente de controlar um jogo através de interfaces tradicionais como *joystick* ou mouse (NOVELETTO et al., 2014b). Portanto, uma alternativa mais eficiente, é combinar o desenvolvimento do jogo com interfaces de controle adequadas às necessidades dos pacientes.

A reabilitação é um processo desafiador que exige abordagem multidisciplinar em que novos paradigmas são estabelecidos. A complexidade inerente à reabilitação, principalmente

nos processos permanentes, estabelece novas fronteiras que vão além da reabilitação funcional. Por exemplo, os fatores emocionais intrínsecos a algumas doenças são determinantes para o sucesso da reabilitação e exige um esforço contínuo para manter a motivação do paciente. Assim, abordagens que contemplem esses vários aspectos da reabilitação devem ser consideradas. Vale salientar que a área de reabilitação é ampla e que as especificidades de cada patologia determinam a complexidade do processo. Portanto, é fundamental definir a abrangência da reabilitação.

Com base no contexto apresentado, fica evidenciado a importância da reabilitação pós-AVC e a necessidade de novas abordagens que contemplem os aspectos terapêuticos e motivacionais, considerando a característica multidisciplinar da área. Portanto, a hipótese a ser validada neste trabalho é apresentada abaixo.

- *É possível utilizar um sistema biomédico baseado em jogo sério para reabilitação motora de pacientes hemiparéticos por AVC por meio de interfaces de controle adaptáveis ao paciente, usando a pontuação do jogo como ferramenta de avaliação clínica.*

A partir da hipótese formulada foram elaborados os objetivos a seguir.

1.1 OBJETIVOS

Objetivo Geral: Desenvolver um sistema biomédico baseado em Jogos Sérios para reabilitação motora de pacientes hemiparéticos por AVC.

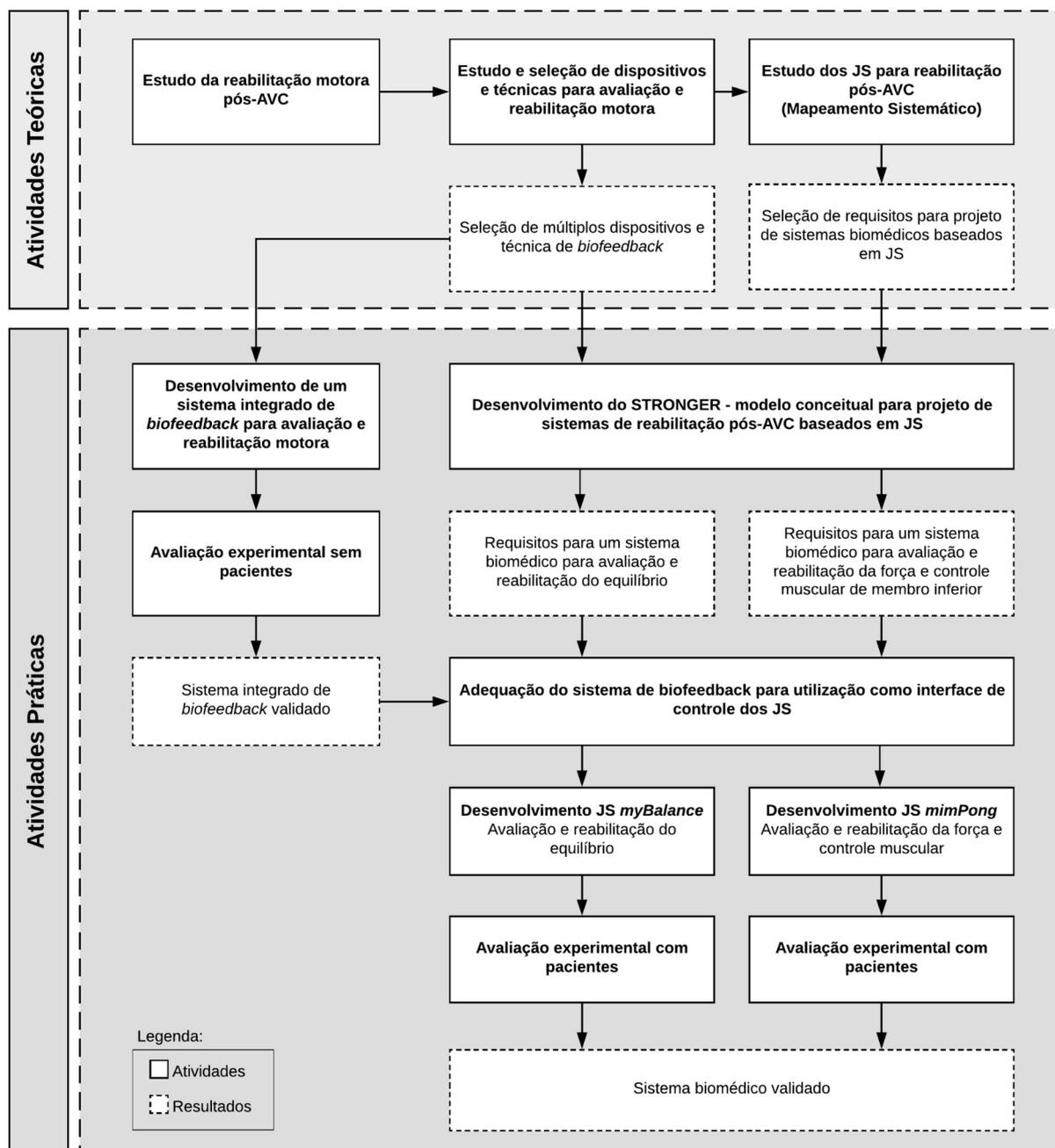
Objetivos Específicos:

- Elaborar um modelo conceitual para desenvolvimento de sistemas biomédicos para reabilitação pós-AVC baseados em JS;
- Projetar hardware e software com múltiplos sensores para avaliação e reabilitação do equilíbrio e força/controle muscular;
- Verificar os efeitos terapêuticos do treinamento utilizando Jogos Sérios para equilíbrio e força/controle muscular;
- Investigar as propriedades métricas dos Jogos Sérios para avaliação de funções motoras com base na pontuação (score) do jogo;

1.2 PROCESSO METODOLÓGICO

Na Figura 1 é apresentada uma visão geral do processo metodológico utilizado para o desenvolvimento desta tese. O resumo de cada etapa é apresentado a seguir nos itens 1 a 9.

Figura 1 - Visão geral do processo metodológico



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

1. **Estudo da reabilitação motora pós-AVC:** nesta primeira etapa do trabalho foram investigados e estudados fundamentos básicos do AVC e aspectos da reabilitação motora relacionadas à hemiparesia.
2. **Estudo e seleção de dispositivos e técnicas para reabilitação motora:** nesta etapa foi selecionada a técnica de *biofeedback* como abordagem terapêutica para reabilitação motora e foram selecionados três dispositivos para aplicação em *biofeedback*, com base em requisitos motores fundamentais: ativação elétrica muscular, força muscular e amplitude de movimento.
3. **Estudo dos JS para reabilitação pós-AVC:** o objetivo desta atividade foi identificar na literatura, quais as principais características encontradas nos JS usados na reabilitação de pacientes pós-AVC. Para isso, foi realizado um Mapeamento Sistemático da Literatura (MSL) baseado no modelo proposto por Petersen e colaboradores (2008). Os seguintes itens foram analisados: *Local de Uso (Portabilidade), Área de Formação dos Autores, Área de Aplicação, Dispositivo de Entrada, Tecnologia de Interação, Armazenamento de Dados, Avaliação Clínica e Número de Pacientes* que usaram os JS.
4. **Seleção dos requisitos para o projeto dos JS:** com base nos achados do MSL foram definidos requisitos para o projeto de JS para reabilitação pós-AVC, que foram classificados em 8 dimensões: *Área de Aplicação, Ambiente, Portabilidade, Gênero, Adaptabilidade, Dispositivo de Entrada, Feedback e Avaliação*. Cada dimensão está associada a um conjunto de características que serviram como referência para a proposta do modelo conceitual STRONGER, apresentado no Capítulo 5.
5. **Desenvolvimento de um sistema integrado de biofeedback para reabilitação motora e avaliação experimental sem pacientes:** a partir do estudo dos dispositivos e técnicas utilizadas em reabilitação motora pós-AVC, foi desenvolvido um sistema biomédico integrado de *biofeedback* com múltiplos sensores (multimodal). O sistema é composto de hardware e software para aplicações baseadas em *biofeedback* biomecânico (dinamometria e acelerometria) e fisiológico (eletromiográfico).
6. **Desenvolvimento do modelo STRONGER:** nesta etapa do trabalho foi proposto um modelo conceitual para projetos de sistemas de reabilitação pós-AVC baseados em JS. A palavra STRONGER é um acrônimo para *Systems for sTroke RehabilitatioON based on GamE scoRe* – Sistemas para Reabilitação do AVC baseado no Escore do Jogo. Este

modelo sumariza a relação entre os elementos fundamentais para reabilitação definidos para o projeto do sistema biomédico: *Especialistas, Paciente, Jogo Séri*o, *Dispositivo Biomédico* e *Escore*. O modelo preconiza a multidisciplinaridade no projeto, o desenvolvimento de interfaces adaptáveis ao paciente e o uso da pontuação (escore) do JS como ferramenta de avaliação clínica. Para validar a proposta do modelo foram definidos os requisitos para o desenvolvimento de dois sistemas biomédicos, um para reabilitação de força/controle muscular e outro para reabilitação do equilíbrio.

- 7. Adequação do sistema de biofeedback para utilização como interface de controle de JS:** com base nos requisitos para reabilitação de força/controle muscular e equilíbrio, foram desenvolvidos dispositivos específicos para adequar os sensores a cada sistema. Para a reabilitação equilíbrio foi desenvolvida uma prancha de equilíbrio com sensores inerciais. Para a reabilitação da força e controle muscular de membro inferior, um aparelho extensor de joelho foi modificado mecanicamente para utilização com sensores de força (células de carga). Detalhes de ambos projetos são descritos nos Capítulos 7 e 8, respectivamente.
- 8. Desenvolvimento do JS *myBalance* (avaliação e reabilitação do equilíbrio) e avaliação experimental com pacientes:** Nesta etapa do trabalho foi desenvolvido um JS (*myBalance*) para avaliação e reabilitação do equilíbrio. Foram propostos os procedimentos terapêuticos e os protocolos para avaliação clínica dos pacientes. Os detalhes do desenvolvimento e os resultados com pacientes são apresentados e discutidos no Capítulo 7.
- 9. Desenvolvimento do JS *mimPong* (avaliação e reabilitação de força e controle muscular) e avaliação experimental com pacientes:** Nesta etapa do trabalho foi desenvolvido um JS (*mimPong*) para avaliação e reabilitação da força e controle muscular de membro inferior. Foram propostos os procedimentos terapêuticos e os protocolos para avaliação clínica dos pacientes. Os detalhes do desenvolvimento e os resultados com pacientes são apresentados e discutidos no Capítulo 8.

1.3 ESTRUTURA DA TESE

Nas seções seguintes são apresentadas fundamentações sobre os problemas relacionados à hemiparesia por AVC e as soluções baseadas no uso de interfaces e sistemas específicos para reabilitação motora.

O Capítulo 2 aborda as questões fisiológicas e epidemiológicas do AVC e o processo de reabilitação referente à hemiparesia, com destaque para os jogos digitais como recurso terapêutico.

No Capítulo 3 são apresentados alguns recursos tecnológicos comumente utilizados na reabilitação motora pós-AVC.

O Capítulo 4 contextualiza os Jogos Sérios na área da reabilitação, com destaque para um Mapeamento Sistemático da Literatura sobre JS utilizados na reabilitação de pacientes pós-AVC. Neste mapeamento são identificadas as principais lacunas na área e que contribuíram para a proposta de um modelo conceitual para projeto de JS para reabilitação pós-AVC.

No Capítulo 5 é apresentado o modelo conceitual STRONGER para projeto de sistemas biomédicos para reabilitação do AVC baseados em JS.

No Capítulo 6 é apresentado um sistema biomédico integrado com múltiplos sensores, para reabilitação motora de hemiparéticos por-AVC. Este sistema é a base para os projetos apresentados nos Capítulos 7 e 8.

No Capítulo 7 é apresentado um sistema biomédico com um JS para avaliação e reabilitação do equilíbrio. Nesse capítulo são detalhados: as características de construção de uma prancha de equilíbrio e do JS *myBalance*, os procedimentos terapêuticos, os resultados com pacientes e a discussão dos resultados obtidos.

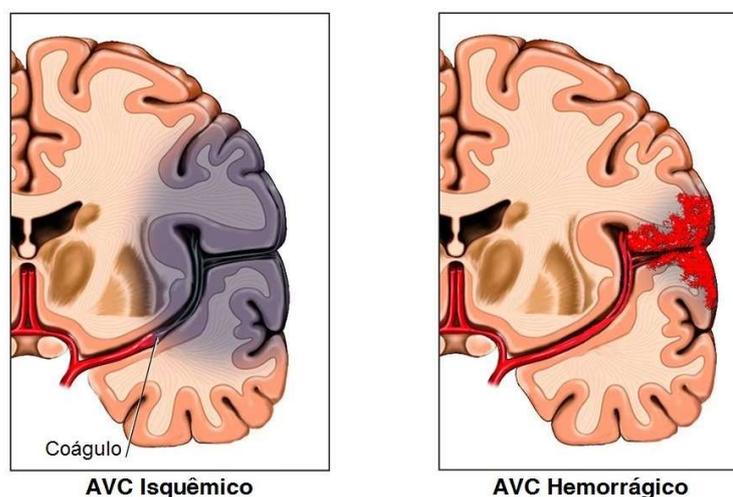
No Capítulo 8 é apresentado um sistema biomédico com um JS para avaliação e reabilitação da força e controle muscular de membro inferior. Nesse capítulo são detalhados: as características de construção de uma cadeira extensora de joelho e do JS *mimPong*, os procedimentos terapêuticos, os resultados com pacientes e a discussão dos resultados obtidos.

No Capítulo 9 é apresentada a discussão geral dos resultados e as limitações do trabalho. Por fim, no Capítulo 10 são apresentadas as conclusões, publicações relacionadas à tese e as indicações de trabalhos futuros.

2 ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

A OMS define o Acidente Vascular Cerebral (AVC) como sendo um “comprometimento neurológico focal (ou às vezes global), de ocorrência súbita e duração de mais de 24 horas (ou que causa morte) e provável origem vascular” (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE, 2006). Embora o acidente vascular possa ocorrer em qualquer parte do encéfalo, o termo AVC é a terminologia mais empregada e difundida no meio médico (GAGLIARDI, 2010). O AVC é decorrente da restrição na irrigação sanguínea ao encéfalo, que leva a lesão celular e danos às funções neurológicas. Como consequência, pode causar hemiparesia, ataxia, déficits na percepção visual, afasia, disartria, deficiências sensoriais, deficiências de memória, problemas com o controle vesical, depressão e restrições para o convívio social, o que pode impactar na qualidade de vida (LUNDY-EKMAN, 2008). A fisiopatologia da doença está diretamente relacionada ao mecanismo que a ocasionou, podendo ser classificado em dois tipos: isquêmico ou hemorrágico, como ilustrado na Figura 2 (RADANOVIC, 2000).

Figura 2- Ilustração dos tipos de AVC isquêmico e hemorrágico

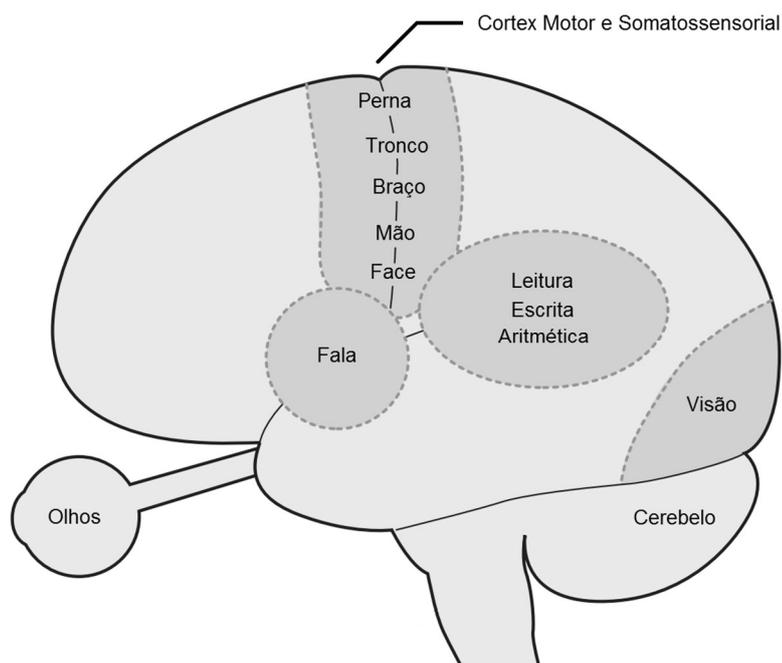


Fonte: Produção do próprio autor, 2018, modificado de Radanovic (2000).

O AVC isquêmico ocorre devido à obstrução de um vaso sanguíneo que irriga o encéfalo, causando uma interrupção do fluxo sanguíneo, o que conseqüentemente, priva o tecido nervoso de glicose e oxigênio (GREENBERG; AMINOFF; SIMON, 2005; LUNDY-EKMAN, 2008). Já o AVC hemorrágico é caracterizado por um evento contrário ao da isquemia, quando um vaso enfraquecido se rompe no encéfalo, privando os vasos distais do

aporte sanguíneo, além de gerar um extravasamento e acúmulo de sangue, que resulta na formação de um hematoma e compressão da área circundante (LUNDY-EKMAN, 2008). As possíveis sequelas decorrentes do AVC dependem da área afetada. A Figura 3 mostra regiões do cérebro e funções comumente afetadas.

Figura 3 - Áreas do cérebro e funções comumente afetadas pelo AVC



Fonte: Produção do próprio autor, 2018, modificado de Wilkinson e Lennox (2005).

2.1 EPIDEMIOLOGIA

Dados epidemiológicos indicam que 16,9 milhões de pessoas sofrem um AVC a cada ano, o que representa uma taxa global de 258 casos por 100.000 habitantes ao ano (BÉJOT; DAUBAIL; GIROUD, 2016), com uma carga desproporcional presente e crescente entre os países de baixa renda (FEIGIN et al., 2014).

O AVC é uma causa comum de morbidade e mortalidade em todo o mundo (EL TALLAWY et al., 2015), representando a segunda principal causa global de morte (ALMEIDA, 2012; DANESHFARD et al., 2015), em que cerca de 5 milhões de pessoas morrem e outras 5 milhões ficam permanentemente inativas (GRYSIEWICZ; THOMAS; PANDEY, 2008).

O AVC é considerado um importante problema de saúde nos países da América Latina, sendo que no Brasil ocorre a maior taxa de mortalidade em ambos os sexos (BENSENOR et al., 2015). No ano de 2012, no Brasil, a taxa de internação hospitalar no Sistema Único de Saúde devido ao AVC foi de aproximadamente 9 internações a cada 10.000 habitantes (DATA-SUS,

2012). Além disto, dados preliminares de mortalidade apontam que em 2014 o AVC foi responsável por aproximadamente 99 mil óbitos no Brasil (DATA-SUS, 2015).

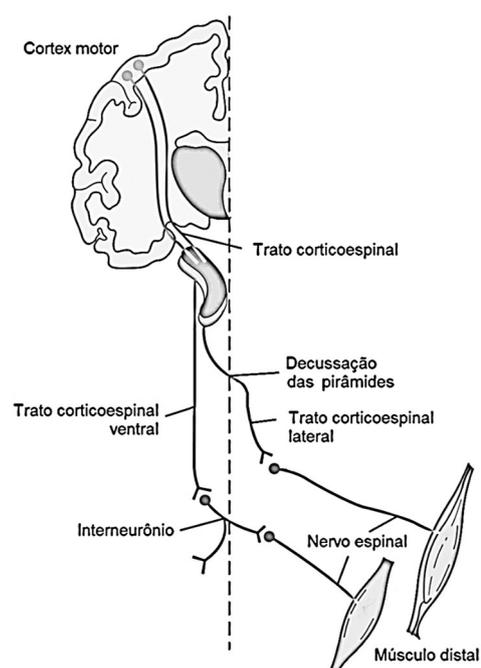
Embora a mortalidade por AVC tenha diminuído nas últimas décadas, existe uma discrepância na distribuição desta diminuição em todo o país, tendo maior incidência nas áreas mais pobres do país e entre os negros (LOTUFO et al., 2013). Outra preocupação atual está relacionada ao aumento significativo no número de jovens adultos afetados por AVC (FEIGIN et al., 2014). Feigin et al. (2015) enfatizam que caso essa tendência continue, a incidência do AVC aumentará ainda mais rápido.

2.2 HEMIPARESIA

A hemiparesia é o quadro clínico clássico resultante de um AVC (TRINDADE et al., 2011), podendo ser definida como uma redução fracionária da força muscular do lado do corpo contralateral a lesão cerebral (TREVISAN; TRINTINAGLIA, 2010). Este déficit pode variar desde uma leve paresia, que consiste em uma discreta diminuição da força muscular, até um quadro de plegia total, com a perda completa da força muscular (LUNDY-EKMAN, 2008). Estima-se que este quadro esteja presente em 65% dos pacientes até um ano após o evento (PAK; PATTEN, 2008), e em mais de 80% dos pacientes na fase mais tardia (LE BRAUSSER et al., 2006). Por este motivo, é considerada a principal incapacidade crônica nos pacientes vítimas desta doença (BARCALA et al., 2011). Alguns estudos apontam a paresia como o fenômeno mais incapacitante nos pacientes vítimas de AVC (ADA; DORSCH; CANNING, 2006; BARCALA et al., 2011). Outros estudos buscam explicar a origem desta alteração. Sunnerhagen e colaboradores (1999), usando exames de tomografia computadorizada, avaliaram a área de secção transversa da musculatura dos membros inferiores em indivíduos que sofreram AVC e constataram que não existem diferenças significativas entre o lado parético e não parético. Outras hipóteses, como a modulação neural, são utilizadas para explicar a fraqueza presente na hemiparesia. Para que exista uma contração voluntária, é necessário que mecanismos neurais atuem, em que a força muscular é modulada por uma combinação de recrutamento de unidades motoras e mudanças na frequência e ativação dessas unidades, sempre controlada pelo sistema nervoso central, em especial pelo córtex motor primário (COSTA, 2015). Assim, quando o AVC afeta regiões corticais específicas relacionadas ao controle motor, ocorre o déficit de força, o que caracteriza classicamente os pacientes sobreviventes de um episódio de AVC.

Moraes e colaboradores (2008) afirmam que a fraqueza muscular em indivíduos hemiparéticos por AVC é um fenômeno amplo que inclui diversos prejuízos, tais como a ativação lenta de unidades motoras, início precoce de fadiga, excessiva sensação de esforço e dificuldade em produzir quantidade adequada de força muscular para desempenho de determinadas tarefas. Contudo, além da força muscular, diversos outros fatores interferem no funcionamento motor destes pacientes, como o distúrbio no mecanismo de reflexo postural normal, sequenciamento anormal da ativação muscular, presença da espasticidade (hipertonia muscular), alterações de destreza e coordenação (CHAGAS; TAVARES, 2001). Chang e colaboradores (2013) sugerem que sobreviventes do AVC precisam recrutar mais unidades motoras no membro parético para produzir a mesma magnitude de força que o lado não parético. A Figura 4 mostra a conexão neuronal entre o córtex motor e o músculo.

Figura 4 - Representação simplificada da conexão entre o córtex motor e músculos distais



Fonte: Produção do próprio autor, 2018, modificado de Crossman e Neary (2014).

Existe um importante impacto relacionado ao quadro de hemiparesia, pois este leva o indivíduo a um quadro progressivo de perdas funcionais, o qual é configurado pela incapacidade de executar as AVD e resulta em uma perda de autonomia do sujeito (TREVISAN; TRINTINAGLIA, 2010). Mais especificamente, a fraqueza muscular em membros inferiores resulta em alterações do equilíbrio, limitações da marcha, no subir e descer escadas, nas transferências, além de aumentar o gasto energético para execução destas tarefas (PAK;

PATTEN, 2008; TRÍPOLI et al., 2008; COSTA, 2015; MARTINS et al., 2016). Além disso, outros estudos (BATCHELOR et al., 2010; BATCHELOR et al., 2012) também apontam um risco elevado de quedas em indivíduos sobreviventes do AVC.

Na hemiparesia, os indivíduos apresentam um padrão de marcha característico denominado marcha hemiparética (SCALZO et al., 2011; RICCI et al., 2015), que é caracterizada pela redução da velocidade, alterações da cadência, simetria, tempo e comprimento dos passos, desajustes quanto à postura, equilíbrio e reação de proteção, alterações quanto ao tônus muscular e quanto ao padrão de ativação neural, principalmente no lado parético (OTTOBONI; FONTES; FUKUJIMA, 2002; SANTOS et al., 2011; RICCI et al., 2015). Além disso, os pacientes usam padrões primitivos para andar, com elevado consumo de energia e inabilidade na transferência de peso para o membro acometido (ROSA et al., 2010).

2.3 REABILITAÇÃO DA HEMIPARESIA POR AVC

No passado existia a ideia de que a recuperação após o AVC ocorria no período entre os três primeiros meses até um ano (JØRGENSEN et al., 1995). No entanto, com o passar dos anos surgiram evidências de que por meio de exercícios na reabilitação podem ocorrer melhoras em habilidades funcionais muitos anos após o evento (ADA et al., 2003; DEAN et al., 2009). Aproximadamente 50 a 60% dos sobreviventes de AVC tornam-se funcionalmente independentes, além disso, a recuperação segue uma curva ascendente entre os três e os seis meses, para alcançar cerca de 85 a 90% da recuperação possível entre os 12 e os 18 meses (FALCÃO et al., 2004).

O objetivo da reabilitação no AVC é maximizar a recuperação do paciente buscando melhoras na independência funcional e na qualidade de vida (MACHADO et al., 2011). Existe uma grande variedade de métodos que podem ser utilizados, e nas últimas décadas uma série de terapias alternativas, medicamentos e tratamentos experimentais têm demonstrado benefício no tratamento de pacientes vítimas de AVC. Destaca-se ainda, a fundamental importância da atuação de uma equipe de tratamento multidisciplinar, incluindo médico, fisioterapeuta, psicólogo, terapeuta ocupacional, fonoaudiólogo, nutricionista, educador físico, entre outros (CLAFIN; KRISHNAN; KHOT, 2015).

Tradicionalmente, após o AVC, a reabilitação por meio da fisioterapia convencional prioriza a avaliação e tratamento de comprometimentos neurológicos primários, como a hemiparesia e a presença de sinergismo anormal que compromete o controle dos movimentos (OVANDO et al., 2011). A fisioterapia é essencial no tratamento de indivíduos hemiparéticos

por AVC, sendo frequentemente realizada por longos períodos. Readquirir a capacidade de executar tarefas funcionais consiste em um dos principais objetivos da reabilitação para pacientes com déficits motores secundários ao AVC (HUANG; WOLF; HE, 2006), e a recuperação da marcha tem sido considerada como a meta principal na reabilitação de tais pacientes (DOBKIN, 2004).

Os programas de fortalecimento muscular podem modificar os déficits de força, promovendo uma melhora na marcha e na mobilidade funcional dos pacientes (HILL et al. 2012; DORSCH et al., 2012; SIGNAL, 2014). Contudo, na maioria das vezes, os programas de exercícios utilizados acabam sendo repetitivos e monótonos para os pacientes (BURDEA, 2003), o que dificulta a obtenção de resultados positivos com a reabilitação, além de causar frustrações e desmotivação ao paciente, que em alguns casos, abandona o tratamento.

2.3.1 Reabilitação da Força

A força muscular pode ser definida como a capacidade de gerar força contra uma carga. Associados à força muscular estão a resistência muscular, que é capacidade de gerar torque contra uma carga por um tempo prolongado, e a potência muscular, que é a capacidade de gerar torque contra uma carga, em alta velocidade (STAVRIC; MCNAIR, 2012 apud SIGNAL, 2014).

O déficit da força muscular impacta diretamente nas AVD, pois dificulta a transferência do peso para o lado comprometido, evidenciando incapacidades e limitações, principalmente em relação ao equilíbrio e mobilidade normais (BARCALA et al., 2011; TRIPOLI et al., 2008).

O treinamento de força tem sido usado nos últimos 15 anos em sobreviventes de AVC clinicamente estáveis, sendo recomendado pela Associação Americana do Coração e Associação Americana do AVC (BILLINGER et al., 2014). Basicamente, o treino de força envolve o uso de exercícios de contração muscular sobre uma carga, com o objetivo de melhorar a força, resistência e potência muscular.

Um estudo de Signal (2014) sobre treinamento de força em pacientes pós-AVC encontrou evidências de eficácia, destacando que o treinamento de força adequado aumenta a força muscular e tem potencial para melhorar a função do paciente. Embora fortemente recomendado, o uso do treinamento de força muscular ainda não está bem integrado a prática clínica (SIGNAL, 2014).

2.3.2 Reabilitação do Equilíbrio

Em condições normais, o controle postural e do equilíbrio requerem integração dos sistemas somatossensorial, visual e vestibular que geram informações aos comandos centrais que interpretam as mensagens e devolvem uma resposta motora permitindo a manutenção do equilíbrio (KERDONCUFF et al., 2004). Para manter-se de pé, andar e interagir com o ambiente de forma segura e eficiente são necessários uma boa orientação postural e um bom equilíbrio, conseguidos por meio do controle postural adequado. A orientação é o ajuste que permite o posicionamento e o alinhamento do corpo. Já o equilíbrio, mantém o corpo na posição e orientação adequada durante ações motoras (HORAK, 2006). A alteração no equilíbrio em pacientes hemiparéticos se deve, entre outros fatores, a fraqueza muscular, a perda sensorial, ao descontrole reflexo e a distorção visuoespacial. A assinergia muscular e o dano do controle motor interferem negativamente na habilidade do indivíduo em produzir e controlar ajustes motores adequados para manutenção do equilíbrio (HORAK, 2006; CORREA et al., 2005). Portanto, deficiências nos processos de integração dos diferentes sistemas envolvidos, decorrentes do AVC, tanto neurais quanto musculoesqueléticos, afetam diretamente o controle postural (OLIVEIRA et al., 2008), comprometendo as AVD e aumentando o risco de quedas destes indivíduos (GIRIKO et al., 2010; BELGEN et al., 2006). O déficit de equilíbrio também gera maior fadiga, comprometimento evidenciado em um estudo que comparou o gasto de energia de pacientes com e sem AVC durante atividades em cima de uma plataforma de força, em que o grupo de pacientes com AVC teve demanda energética duas vezes maior do que o grupo controle (HOUDIJK et al., 2010).

Uma revisão sistemática com metanálise, conduzida por Duijnhoven e colaboradores (2016), mostrou que a capacidade do equilíbrio pode ser melhorada através de terapia com exercícios, mesmo na fase crônica do AVC. No entanto, eles destacam a necessidade de utilizar novos tipos de treinamento com o objetivo de manter as melhorias. Isto inclui abordagens como treinamento de equilíbrio dinâmico com base na perturbação do equilíbrio, dupla tarefa e/ou exercícios de adaptabilidade da marcha.

Estratégias para a reabilitação do equilíbrio vêm sendo pesquisadas, e são de fato, necessárias para a recuperação desses pacientes. O uso de realidade virtual e jogos de computador na reabilitação neurológica têm se mostrado uma estratégia eficiente de prover um sistema que motive a realização de tarefas para facilitar o processo de reabilitação (HOLDEN et al., 2005; RIZZO 2001), e especificamente no treinamento do equilíbrio de hemiparéticos por AVC, apresenta bons resultados (LLORENS et al., 2014a, LLORENS et al., 2014b).

2.4 JOGOS DIGITAIS COMO RECURSO TERAPÊUTICO

Em geral, a reabilitação é um processo longo para as doenças ou síndromes que afetam as funções motoras que comprometem a capacidade funcional do indivíduo, podendo ser permanente em muitos casos. A reabilitação é essencial para a manutenção da condição motora do indivíduo e, portanto, é fundamental buscar estratégias para tornar o processo de reabilitação mais motivador, potencializando assim, a adesão do paciente ao tratamento. Nesse sentido, o uso de jogos digitais tem se mostrado um importante aliado dos profissionais da saúde no processo de reabilitação.

Estudos indicam que o uso de jogos digitais em reabilitação melhora a motivação para o tratamento (HUNG et al., 2014; MELDRUM et al., 2012). Conseqüentemente, a motivação favorece a adesão ao tratamento, o que pode levar a melhores resultados terapêuticos e a redução do tempo de reabilitação do paciente. Uma revisão de Ravenek e colaboradores (2016) analisou trabalhos usando videogames comerciais em reabilitação, e mostrou que videogames podem ser utilizados na reabilitação de uma ampla variedade de populações. Entretanto, os autores destacam que apesar dos ganhos clínicos (marcha e equilíbrio), ainda existe a necessidade de ensaios clínicos mais robustos para avaliar a sua eficácia como coadjuvante no processo de reabilitação. Outro estudo de revisão (PIETRZAK, COTEA, PULLMAN, 2014) analisou o uso de videogames comerciais na reabilitação de membros superiores em pacientes pós-AVC. Segundo os autores, o *Nintendo Wii* proporcionou melhorias em funções como amplitude de movimento articular, função motora da mão, força de preensão e destreza. Entretanto, os autores destacam que foram encontrados poucos estudos (apenas 3 estudos randomizados de um total de 13), o que limita a evidência da eficácia terapêutica.

O uso de sistemas de Realidade Virtual (RV) também tem sido apontado como um recurso terapêutico valioso para pacientes acometidos por AVC (TEASELL; KALRA, 2004; EDMANS et al., 2006; KALRA; RATAN, 2007; ALAMRI et al., 2008; BROEREN et al., 2008; SOARES et al., 2014). Segundo Rizzo (2001), a RV proporciona uma ferramenta útil para o estudo, avaliação e reabilitação de processos cognitivos e atividades funcionais. Em uma revisão sistemática com metanálise, Lohse et al. (2014) avaliaram o uso de RV em pacientes adultos pós-AVC usando ambientes virtuais customizados para reabilitação e videogames comerciais. Foram selecionados 26 estudos de ensaios clínicos randomizados controlados que compararam a terapia usando RV com a terapia convencional. Os autores concluíram que a terapia com RV melhora moderadamente os resultados em relação à terapia convencional, mas não foram encontradas diferenças significativas entre o uso da RV com ambientes virtuais

customizados e o uso de videogames comerciais. Entretanto, os autores salientam que o número de estudos com videogames ainda é pequeno, limitando a avaliação dos benefícios terapêuticos. Como aspectos positivos, Lohse e colaboradores (2014) destacam que o uso de videogames controlados por movimento, possibilita que terapeutas integrem os videogames aos recursos clínicos, com alta disponibilidade e custo reduzido em comparação aos ambientes virtuais customizados. Em outra revisão sistemática, Tseklevs et al. (2014) investigaram o uso do videogame *Nintendo Wii* em intervenções para reabilitação motora e identificaram diversas vantagens, limitações e potenciais do seu uso como parte da reabilitação. As principais vantagens apontadas no estudo são: relativo baixo custo, alta disponibilidade para uso doméstico, bibliotecas de código aberto para conectividade com computador e efeito motivacional. Dentre as principais limitações, os autores observaram que o mesmo não é adequado para todas as condições de saúde, sendo necessário um processo de calibração para uso com pacientes com diferentes condições e níveis de comprometimento. Além disso, poucos jogos são adequados para uso com pacientes e não existe forma de monitorar o progresso do paciente e adesão ao regime de reabilitação. Apesar das limitações, os autores apontam para o potencial uso do videogame mediante desenvolvimento de jogos personalizados para as necessidades de pacientes.

Embora diversos estudos mostrem que o uso de videogames comerciais (consoles) na reabilitação pode ser benéfico aos pacientes, os mesmos evidenciam que os jogos comerciais tradicionais não são desenvolvidos para uso em reabilitação, o que limita a sua aplicação terapêutica. Entretanto, o seu custo relativamente baixo e a facilidade de acesso são pontos positivos que devem ser considerados. Nesse sentido, os jogos de computador também são uma alternativa viável, mas com as mesmas limitações dos consoles.

3 DISPOSITIVOS BIOMÉDICOS NA REABILITAÇÃO MOTORA PÓS-AVC

Dentre as principais formas de treinamento em reabilitação motora, além das terapias tradicionais, estão as abordagens tecnológicas como estimulação elétrica funcional, *biofeedback* eletromiográfico e dispositivos robóticos. Pacientes com déficit sensório-motor podem recuperar a capacidade de realizar as AVD mesmo com algum grau de deficiência. Nesses casos, o processo terapêutico visa promover a melhoria de habilidades específicas através do treinamento funcional, que deve ter uma intensidade suficiente para promover a aquisição de competências pelo paciente (BRUNO-PETRINA, 2016)

A capacidade motora de um indivíduo para realização das AVD depende da força muscular (KENDALL et al., 2007). Portanto, estratégias para reabilitação da força são fundamentais para melhorar a função muscular. Uma recente atualização do guia para melhores práticas na reabilitação pós-AVC, da *Heart and Stroke Foundation* do Canadá, resumizou estudos baseados em evidências que apontaram para um aumento no interesse em novas áreas de pesquisa em terapias de reabilitação pós-AVC (HEBERT et al., 2016). Destes estudos, em relação à reabilitação motora, com base na relevância das evidências, várias novas orientações foram propostas em intervenções para melhorar as funções de membros superiores e inferiores, como treinamento de equilíbrio, treinamento de força, realidade virtual, *biofeedback*, entre outras. Teasell e colaboradores (2014), em outra revisão de estudos baseados em evidências para reabilitação pós-AVC, discutiram o nível de impacto de técnicas, terapias, dispositivos, procedimentos e medicamentos associados a reabilitação pós-AVC. Em relação à mobilidade e membros inferiores foram avaliados estudos relacionados com diversos fatores como, treinamento do equilíbrio, treinamento com RV, *feedback* visual e auditivo, intensidade do treinamento, entre outros. Foram encontradas fortes evidências de que o treinamento do equilíbrio melhora a mobilidade. Entretanto, houve evidências conflitantes quanto ao tipo de treinamento do equilíbrio que produz o resultado mais eficaz. Foram encontradas fortes evidências que o treino com RV pode ser usado para melhorar a recuperação da marcha. Com relação ao treino de força foram encontradas evidências conflitantes de que o mesmo resulta em melhora nas AVD, caminhada ou velocidade de marcha. Entretanto, foram encontradas fortes evidências de que o treinamento de *biofeedback* usando o sinal eletromiográfico melhora a marcha e a postura. Em relação aos membros superiores foram encontradas fortes evidências de que o treinamento de força aumenta a força de preensão dos pacientes.

Os métodos mais comuns para análise de força muscular são a dinamometria, que mensura a força desenvolvida, e a eletromiografia, que mensura a atividade elétrica muscular

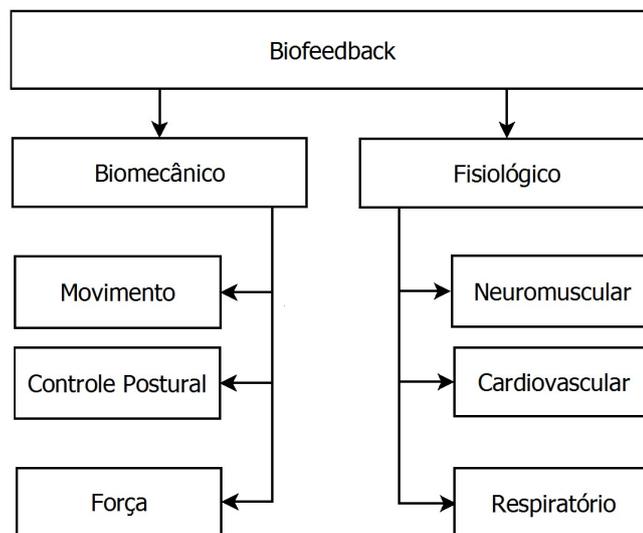
(GIGGINS et al., 2013). Estes métodos podem ser utilizados em condição estática ou dinâmica. Em condição dinâmica, para avaliação da amplitude de movimento do membro ou análise da marcha, por exemplo, também é comum a utilização da acelerometria (NOORKÖIV et al., 2014). A análise apropriada dessas características favorece o planejamento adequado de estratégias para a reabilitação do paciente.

Uma técnica amplamente utilizada no processo de reabilitação é o *biofeedback* (GIGGINS et al., 2013; WOODFORD, 2007; YUCHA; GILBERT, 2004), que refere-se a um método de tratamento que utiliza dispositivos de monitoramento para ajudar as pessoas a controlar, conscientemente, processos corporais como tensão muscular, frequência cardíaca e pressão arterial (YUCHA; GILBERT, 2004). O uso do *biofeedback* em processos de autorregulação pode ajudar no tratamento de desordens orgânicas, recuperação de funções musculares e redução da dor, entre outros (FERNANDO; BASMAJIAN, 1998). O *feedback* (realimentação) é o termo usado para o procedimento em que parte do sinal de saída de um sistema é transferida para a entrada desse mesmo sistema, com o objetivo de melhorar o controle da saída. Esses sinais geralmente são apresentados na forma auditiva e ou visual, e oferecem um importante acréscimo de informações para o indivíduo, possibilitando um aumento da aprendizagem e a melhora no processo de reabilitação.

Em reabilitação física existem duas categorias de *biofeedback* (Figura 5), o mecânico, que está relacionado ao movimento, controle postural e força, e o fisiológico, que está relacionado aos sinais neurológicos, cardíaco e respiratório (GIGGINS et al., 2013). O *biofeedback* mecânico é amplamente utilizado na reabilitação, principalmente em aplicações que envolvem a propriocepção, como no controle de amplitude movimento e controle postural (NOVELETTO; BERTEMES-FILHO; SOARES, 2015; NOVELETTO et al., 2015c).

Na reabilitação motora os sinais de interesse estão associados ao sistema neuromuscular, sendo comum o uso de dinamometria (força), acelerometria (movimento) e eletromiografia (neuromuscular). Em uma revisão sistemática, Langhorne et al. (2009) investigaram as intervenções utilizadas para a recuperação do movimento funcional de pacientes acometidos por AVC. O estudo mostrou que o uso de *biofeedback* eletromiográfico proporcionou melhorias na recuperação da função do braço. Também foram observadas melhorias na capacidade de transferência ou de equilíbrio com o uso de *biofeedback* e treinamento em plataforma móvel.

Figura 5 - Categorias de Biofeedback em reabilitação física



Fonte: Produção do próprio autor, 2018, modificado de Giggins et al. (2013).

Em um estudo randomizado controlado, foi investigado em 50 pacientes pós-AVC, os efeitos do treinamento da marcha utilizando uma esteira com e sem *feedback* visual (DRUŻBICKI et al., 2015). Os pacientes em ambos os grupos conseguiram uma melhoria estatisticamente significativa. Nos participantes do grupo de intervenção ocorreu uma melhora significativamente maior na diminuição da fase de apoio e aumento da fase de balanço do membro afetado e um aumento na duração do ciclo do membro afetado. Os autores concluíram que o treinamento resultou em melhorias na marcha e na capacidade funcional de ambos os grupos de pacientes. Entretanto, o uso de *biofeedback* mostrou melhores resultados na melhoria da duração do ciclo e da fase da marcha, e velocidade da fase de balanço, em comparação com o treinamento sem *feedback*.

Embora seja comum o uso do *biofeedback* em diversas áreas da saúde, ainda é um desafio captar e processar adequadamente os sinais biológicos de interesse (HUANG; WOLF; HE, 2006). Em geral, os sinais elétricos biológicos são de baixa intensidade e frequência, necessitando de sistemas precisos de amplificação e filtragem. Assim, para que um sistema de aquisição possa captar sinais variados, é importante que o mesmo seja ajustável aos sinais desejados.

3.1 SISTEMAS DE MEDIÇÃO PARA FORÇA E EQUILÍBRIO

A força muscular é uma das mais importantes valências físicas do homem e a sua análise é uma prática comum na área da saúde. Portanto, mensurar adequadamente a força muscular é fundamental no processo de reabilitação do paciente. A função muscular está associada a várias outras funções corporais. Os membros inferiores, por exemplo, são responsáveis pelo suporte e locomoção do corpo. Assim, uma redução da força muscular pode limitar significativamente a função motora do indivíduo.

O equilíbrio tem forte relação com a força muscular, mas também depende de uma complexa interação entre os sistemas neurais e musculoesqueléticos. O equilíbrio está relacionado com as funções dos membros inferiores, o suporte e a locomoção do corpo. Problemas no equilíbrio afetam diretamente a qualidade de vida do paciente, comprometendo as AVD e aumentando o risco de quedas destes indivíduos (GIRIKO et al., 2010; WEERDESTeyN et al., 2008; BELGEN et al., 2006).

Quantificar as variáveis relacionadas à força e ao equilíbrio é fundamental para o processo de reabilitação. Apesar dos importantes avanços tecnológicos na área da saúde, o uso da tecnologia ainda é limitado no ambiente clínico, em geral pelo alto custo. Assim, é comum o uso de métodos de avaliação baseados em escalas clínicas desenvolvidas, em geral, para propósitos com escopo limitado, mas de fácil utilização na prática clínica. Para medição da força muscular, por exemplo, um método comum de avaliação é através do teste manual de graduação de força muscular do *Medical Research Council* (MRC), mostrada no Quadro 1, que classifica a força com índice de 0 a 5 (LATRONICO; GOSSELINK, 2015). Embora aceito internacionalmente, sua classificação depende da subjetividade do avaliador.

Quadro 1 - Teste manual de graduação de força muscular

Escala MRC para força muscular	
0	Paralisia completa
1	Mínima contração
2	Ausência de movimentos ativos contra gravidade
3	Contração fraca contra gravidade
4	Movimento ativo contra gravidade e resistência
5	Força normal

Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

Outro método muito utilizado na prática clínica é o teste de preensão manual com dinamômetros portáteis. Estudos indicam que a força de preensão manual pode ser um importante preditor de algumas doenças (LEONG et al., 2015; TIBANA et al., 2013).

Apesar do escopo limitado das escalas de avaliação, algumas podem ser utilizadas para diferentes tipos de população. O *Timed Up and Go Test* (TUGT), por exemplo, é utilizado para avaliação da mobilidade funcional envolvendo potência, velocidade, agilidade e equilíbrio dinâmico. O teste é simples e facilmente replicável em ambiente clínico e consiste em avaliar o tempo gasto pelo paciente para levantar-se de uma cadeira, andar 3 metros, virar-se, voltar para a cadeira e sentar-se, em que o tempo gasto determina o risco de queda. O TUGT é muito utilizado em populações de idosos, mas também pode ser aplicado para outras populações com problemas de mobilidade, como os hemiparéticos por AVC (WOELLNER et al., 2015).

Uma escala muito utilizada para avaliação do equilíbrio é a Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) (Anexo B), que consiste em 14 itens relacionados ao equilíbrio funcional comum às AVD. O escore máximo na escala é de 56 pontos, sendo que valores abaixo de 45 pontos são preditivos para queda e indicam importante alteração do equilíbrio (WOELLNER et al., 2015).

Embora amplamente utilizadas, estas escalas clínicas são limitadas pela experiência do examinador. Entretanto, estas escalas têm a vantagem de não depender de aparatos tecnológicos de alto custo, o que favorece o uso na prática clínica. O baixo custo é importante para o acesso universal à saúde e deve ser observado sempre que possível. A busca por tecnologias de baixo custo é uma tendência em várias áreas da ciência, principalmente na área da saúde.

Nas subseções a seguir serão apresentados dispositivos de baixo custo para avaliação da força muscular e equilíbrio baseados em dinamometria, acelerometria e eletromiografia.

3.1.1 Dinamometria

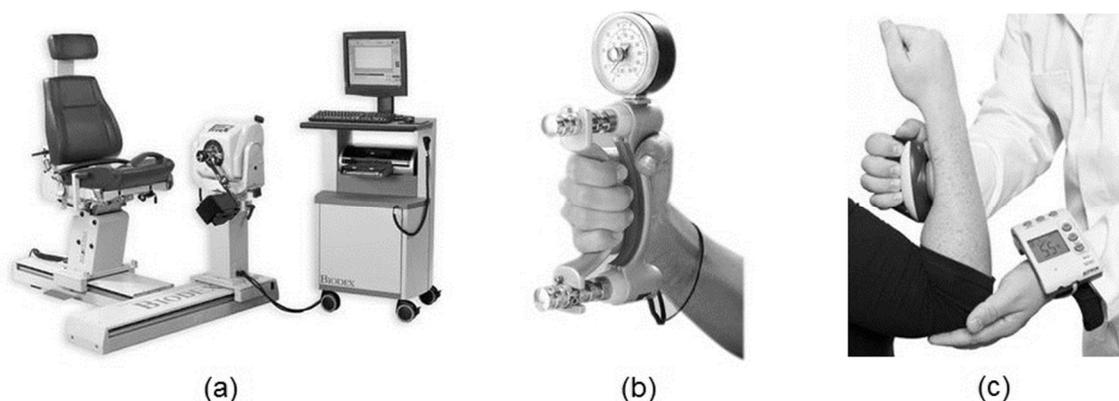
Os dinamômetros são instrumentos utilizados para medir de força e basicamente diferem-se em relação à forma e a tecnologia utilizada na construção do transdutor de força. Em aplicações clínicas para mensuração de força muscular o elemento sensor mais comum é o extensômetro resistivo, utilizado nas células de carga. O princípio de funcionamento é baseado na deformação do material resistivo, que é proporcional a força aplicada sobre o mesmo. Os extensômetros resistivos são pequenos, leves e de baixo custo, o que favorece uma ampla gama de aplicações.

Existem dois tipos de dinamômetros utilizados na reabilitação motora: os isocinéticos e os isométricos. Os dinamômetros isocinéticos computadorizados (Figura 6a) são considerados

“padrão ouro” na avaliação do desempenho muscular, pois podem mensurar diversos elementos, como pico de força, ângulo de força máxima, resistência e potência muscular, entre outros, além de possibilitar a geração de curvas de força para análise. Entretanto, o custo destes equipamentos restringe o seu uso em ambiente clínico, sendo mais comumente encontrados em laboratórios de pesquisa e desempenho esportivo (STARK et al., 2011).

Uma alternativa para utilização na prática clínica são os dinamômetros isométricos portáteis como os *handgrip* e *handheld*. Os dinamômetros *handgrip* (Figura 6b) são utilizados para mensurar a força de preensão e os dinamômetros *handheld* (Figura 6c) para mensurar a força de grupos musculares. Também podem ser encontrados dinamômetros adaptados para aplicações específicas, como dinamômetros tipo *hand pinch*, utilizados para mensurar a força de pinça dos dedos. Além disso, é possível utilizar células de carga com adaptações mecânicas para avaliação da força de diversos grupos musculares em modo isométrico.

Figura 6 - Dinamômetros utilizados em reabilitação motora. (a) Dinamômetro isocinético computadorizado; (b) Dinamômetro handgrip; (c) Dinamômetro handheld



Fonte: Produção do próprio autor, modificado de <http://www.pinterest.com>, 2018.

O baixo custo e a portabilidade dos dinamômetros *handgrip* e *handheld* favorecem sua utilização na prática clínica. Uma revisão sistemática de Stark e colaboradores (2011), analisou estudos sobre a correlação entre dinamômetros *handheld* e isocinéticos, e concluiu que os dinamômetros *handheld* podem ser considerados como um instrumento válido e confiável para avaliação da força muscular em ambiente clínico.

Bohannon (2008) em uma revisão sistemática investigou as evidências quanto ao uso da força de preensão para predição de eventos importantes em pacientes idosos. O autor encontrou diversas evidências de que baixos índices de força podem ser associados a uma maior

probabilidade de mortalidade prematura, desenvolvimento de deficiências e aumento de risco de complicações ou internação prolongada após hospitalização ou cirurgia.

Embora os dinamômetros isocinéticos sejam referenciados como padrão ouro para avaliação da força, é comum em análises clínicas o uso de sistemas especializados baseados em células de carga. Em geral, esses sistemas são compostos por células de carga acopladas a estruturas mecânicas adaptadas para mensuração dos grupos musculares de interesse, hardware para condicionamento e digitalização do sinal proveniente da célula de carga e software para processamento e armazenamento dos dados de força (NOVELETTO et al., 2014a).

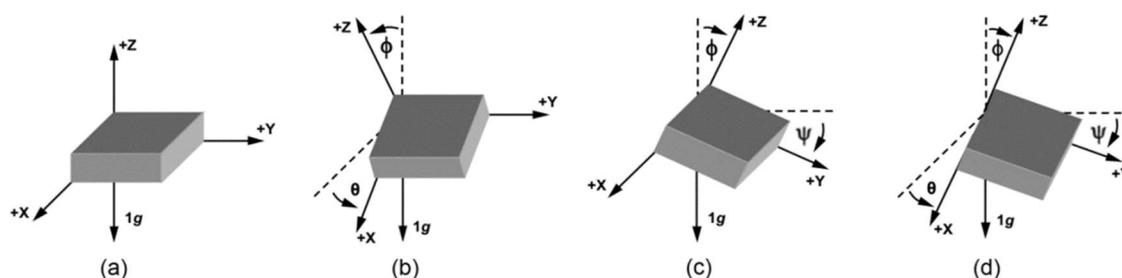
3.1.2 Acelerometria

A aceleração pode ser definida como a taxa de variação da magnitude ou direção da velocidade de um corpo por unidade de tempo. Os dispositivos que medem a aceleração são chamados de acelerômetros e têm diversas áreas de aplicação. A segunda lei do movimento de Newton diz que a aceleração de um corpo é diretamente proporcional e na mesma direção que a força resultante que atua sobre o corpo, e inversamente proporcional à sua massa. É importante observar que a aceleração cria uma força que é identificada pelo mecanismo de detecção de força do acelerômetro e, portanto, o que o acelerômetro mede realmente é a força aplicada em seu eixo e, indiretamente, a aceleração.

Os acelerômetros podem ser de vários tipos: resistivos, indutivos, capacitivos, piezelétricos, ópticos, entre outros. Em relação à tecnologia de construção, os sistemas micro-eleto-mecânicos (MEMS) tem se destacado principalmente pelo seu tamanho reduzido (escala micrométrica) e baixo custo. Estas características possibilitam a construção de diferentes sensores integrados em um único *chip*, além de circuitos adicionais para condicionamento e processamento do sinal (DADAFSHAR, 2014). Os acelerômetros podem diferir em número de eixos, variando de 1 a 3, sendo comum em aplicações na área da saúde o uso de acelerômetros multiaxiais de 3 eixos. Além de aceleração, os acelerômetros podem medir velocidade e deslocamento. A velocidade pode ser obtida através da integração do sinal de acelerometria e o deslocamento através da integração da velocidade. No contexto da área de reabilitação, os acelerômetros também são muito utilizados para medir ângulo de inclinação. A informação da posição angular de um segmento corporal é o que possibilita o controle da amplitude de movimento, sendo fundamental para a segurança em muitos procedimentos terapêuticos. Protocolos usados em reabilitação, como para mensurar a força de preensão palmar, também dependem da posição correta do segmento corporal avaliado (SOARES et al., 2012). Usando

um acelerômetro, é possível obter o ângulo de inclinação medindo a força da gravidade exercida em seus eixos a partir de uma posição de referência, com os eixos x e y no plano horizontal e o eixo z no plano ortogonal. O cálculo dos ângulos de inclinação pode ser obtido por meio de relações trigonométricas. A Figura 7 mostra os ângulos de inclinação θ , ψ e ϕ . A posição angular também pode ser mensurada utilizando giroscópios. Um giroscópio mede a velocidade de rotação (angular) em torno do centro de rotação. A integração da velocidade angular em relação ao tempo determina a posição do objeto. Dispositivos que mesclam diferentes tipos de sensores para mensuração inercial são chamados de Unidade de Medição Inercial, ou IMU, da sigla em inglês, *Inertial Measurement Unit*.

Figura 7 - Ângulos de inclinação de um acelerômetro em função da força da gravidade



Fonte: Produção do próprio autor, 2018, modificado de Fisher (2010).

A área da saúde tem se beneficiado dos aprimoramentos tecnológicos dos sensores inerciais, principalmente em relação a sua capacidade de integração e baixo custo. Entretanto, em aplicações como a reabilitação de membros superiores em pacientes pós-AVC, ainda é necessário um melhor entendimento da relação entre os dados da acelerometria e as medidas clínicas que têm algum significado para médicos e pacientes (NOORKÖIV et al., 2014).

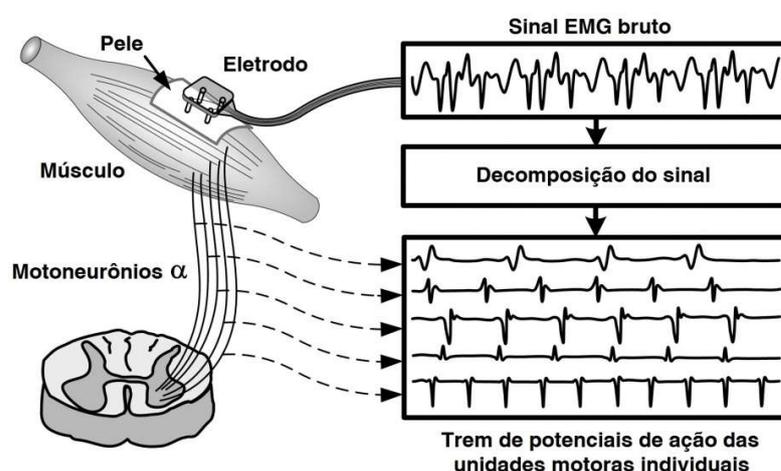
3.1.3 Eletromiografia

A eletromiografia é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica muscular. Segundo De Luca (2006), a eletromiografia é a disciplina que trata da detecção, análise e uso do sinal elétrico que emana de músculos que se contraem. Em outras palavras, o sinal eletromiográfico (EMG) é a manifestação da ativação elétrica neuromuscular associada à contração muscular. Este sinal representa a corrente gerada pelo fluxo iônico através da membrana das fibras musculares que se propaga através dos tecidos e pode ser mensurada por eletrodos colocados na superfície da pele ou de forma invasiva dentro do músculo. No contexto

da neuroreabilitação, a eletromiografia é uma ferramenta que possibilita analisar aspectos relevantes do sinal, como a intensidade e duração da atividade elétrica muscular.

Um sinal EMG tem natureza estocástica e pode ser representado por uma função de distribuição Gaussiana. O sinal EMG de superfície (Figura 8) é constituído por uma somatória temporal e espacial do potencial de ação de várias unidades motoras. Os dois mecanismos mais importantes que influenciam a magnitude e a densidade do sinal observado e, conseqüentemente, a força muscular, é o recrutamento de unidades motoras individuais e sua frequência de disparo.

Figura 8 - Decomposição de um sinal EMG de superfície



Fonte: Produção do próprio autor, 2018, modificado de De Luca (2006).

Embora seu uso seja uma prática comum na análise muscular, manipular adequadamente estes sinais não é uma tarefa trivial, pois o sinal EMG pode ser afetado por vários fatores, como fisiológicos, anatômicos e bioquímicos. Aspectos como as características da membrana da fibra muscular, diâmetro da fibra muscular, distância entre a fibra muscular ativa e o eletrodo, a área do eletrodo, distância entre eletrodos e local de colocação dos eletrodos, são alguns dos fatores que influenciam o sinal.

A amplitude de um sinal EMG pode variar de 0 a 10 mV (pico-a-pico) ou 0 a 1,5 mV (RMS). A energia utilizável do sinal (acima do nível de ruído elétrico) é limitada a uma gama de frequências de 0 a 500 Hz, sendo que a energia dominante varia de 50 a 150 Hz (DE LUCA, 2006). Assim, para fazer a aquisição adequada do sinal EMG, primeiramente é necessário definir qual tipo de informação deseja-se extrair do sinal. Com base na característica do sinal é possível definir os parâmetros necessários para a construção da instrumentação adequada, que

em geral são: frequência de amostragem, eletrodos, amplificadores, filtros, conversor A/D e sistema de processamento.

Dentre as aplicações mais comuns para o sinal de EMG destacam-se: determinação do momento de ativação muscular, estimação da força produzida pelo músculo e avaliação da fadiga muscular através da análise do espectro de frequência do sinal (DE LUCA, 1993).

3.2 DISPOSITIVOS BIOMÉDICOS UTILIZADOS COMO INTERFACE DE CONTROLE PARA JOGOS DIGITAIS

As diferentes limitações motoras constituem um importante fator de restrição nas terapias com jogos digitais. Entretanto, nessa última década, o avanço tecnológico tem proporcionado uma nova geração de jogos baseadas em interfaces naturais com o usuário – NUI (*Natural User Interfaces*). As NUI são interfaces homem-máquina que possibilitam ao jogador a experiência de controlar um jogo com ações naturais do ser humano, como controle por movimento e por voz (ERAZO; PINO, 2014). O console *Wii* da Nintendo foi pioneiro no uso dessa nova abordagem, que acrescentou acelerômetros e giroscópios ao controle, proporcionando uma experiência mais natural ao jogador. Em um jogo de tênis, por exemplo, o controle é usado da mesma forma que a raquete. Seguindo essa tendência, a Microsoft desenvolveu o *Kinect*, um controle baseado em uma câmera de vídeo especial que capta o movimento do jogador e o converte em ações do jogo. Em um trabalho correlato (CHANG; CHEN; HUANG, 2011), pesquisadores mostraram os benefícios dessa abordagem em um estudo piloto utilizando o *Kinect* para reabilitação do controle motor em adultos jovens. Esse novo paradigma na forma de controlar os jogos, proporcionado pelas NUI, favorece de maneira significativa o desenvolvimento de jogos para reabilitação. Mas em casos em que a restrição do movimento é severa, até mesmo as NUI têm limitações de uso. Assim, uma nova lacuna se abre no campo de jogos para reabilitação: o desenvolvimento de novas interfaces de controle específicas e adaptáveis ao paciente.

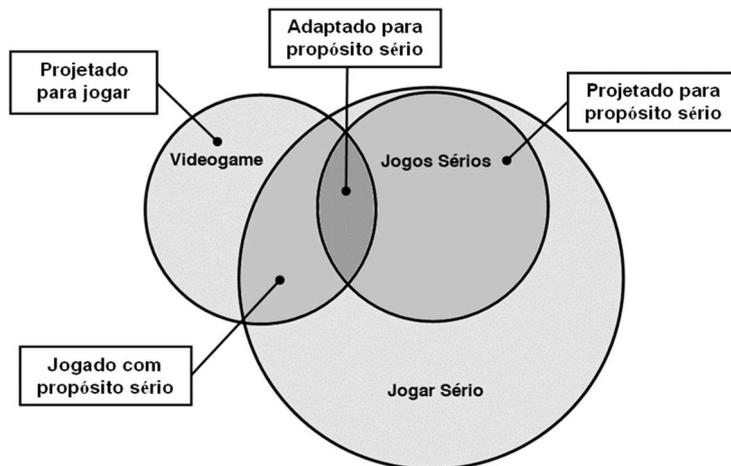
4 JOGOS SÉRIOS

Huizinga (2000), em seu clássico livro *Homo Ludens*, define: “jogo é uma atividade ou ocupação voluntária, exercida dentro de certos e determinados limites de tempo e de espaço, segundo regras livremente consentidas, mas absolutamente obrigatórias, dotado de um fim em si mesmo, acompanhado de um sentimento de tensão e de alegria e de uma consciência de ser diferente da vida cotidiana.” Esse é um conceito amplo e que também pode ser estendido para o mundo digital.

No contexto digital é comum associar os jogos principalmente à diversão. O conceito de usar jogos digitais para outros fins, além da diversão, foi formulada pela primeira vez em 1975 por Clark C. Abt, no livro *Serious Games* (BREUER; BENTE, 2010). Ao introduzir o tema de seu livro, Abt afirma: “*Os jogos sérios – tradução literal da língua inglesa para Serious Games – podem ser jogados de forma séria ou casual. Estamos preocupados com jogos sérios no sentido de que estes jogos tem um compromisso explícito e finalidade educacional cuidadosamente pensada e não se destinam para ser jogado principalmente por diversão. Entretanto, isso não significa que um jogo sério não seja, ou não deva ser divertido.*”

Os jogos sérios usam as mesmas abordagens de design e experiência dos jogos clássicos, mas a sua abordagem lúdica vai além da dimensão única de entretenimento. Boughzala e colaboradores (2013) consideram um JS como um verdadeiro instrumento de sensibilização, formação ou promoção, sendo também um videogame útil para profissionais. No contexto tecnológico, Ricciardi e Paoli (2014) definem um JS como um aplicativo interativo de computador, com ou sem componentes de hardware, que tem uma meta desafiadora, é divertido de jogar e motivante, incorpora um mecanismo de pontuação, e fornece ao usuário com habilidades, conhecimentos e atitudes úteis na vida real. Michael e Chen (2006), de maneira simplificada, definem os JS como jogos em que a educação (em suas diversas formas) é o principal objetivo, ao invés de entretenimento. A ideia de “sério” não está relacionada ao “não divertido”, mas sim ao propósito. A diversidade de áreas de aplicação dos JS propicia essa variação de conceitos, embora seja comum o entendimento de que os JS são jogos (digitais) com um objetivo maior do que somente o entretenimento. Embora um jogo não tenha sido projetado para um propósito sério, por exemplo, não significa que não possa ser jogado com algum propósito além da diversão. A Figura 9 mostra uma síntese da relação entre estes diferentes propósitos.

Figura 9 - Relação entre os propósitos dos jogos digitais



Fonte: Produção do próprio autor, 2018, modificado de Djaouti et al. (2011).

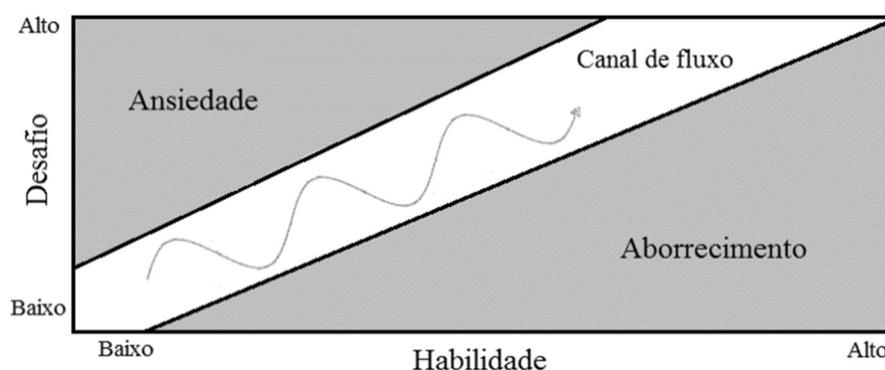
4.1 PROJETO DE JOGOS DIGITAIS

Existem uma diversidade de modelos e estratégias, como MDA (*Mechanics, Dynamics and Aesthetics*) e PBL (*Points, Bagdes and Leaderbord*), que são utilizadas no projeto e desenvolvimento de jogos digitais. O MDA é provavelmente a abordagem mais aceita e utilizada para o design de jogos. Segundo Hunicke, LeBlanc e Zubeck (2004), criadores do MDA, para o designer, a mecânica dá origem ao comportamento dinâmico do sistema, que por sua vez leva a experiências estéticas particulares. Para o jogador, a estética define o jogo, que nasce em dinâmicas observáveis e, eventualmente, em mecânica operável. Embora sejam as mesmas, as percepções do jogador e designer agem em sentidos opostos. Talvez este seja o grande desafio do projeto: como entregar a experiência de jogo que o usuário espera, com base na percepção do designer do que o jogador quer. Outro desafio no projeto de um jogo é encontrar estratégias para manter o jogador motivado a continuar jogando. Nesse sentido, a estratégia PBL tem sido amplamente utilizada como uma forma de motivar os pacientes. Os pontos (*points*) motivam o jogador a evoluir o seu desempenho no jogo, as recompensas (*badges*) potencializam o fator motivador à medida que o jogador aumenta sua habilidade e o ranqueamento (*leaderboard*) possibilita ao jogador avaliar seu desempenho em um grupo de jogadores. Entretanto, em jogos voltados para reabilitação, a estratégia PBL deve ser observada com cautela. O sistema de ranqueamento, por exemplo, ao comparar um grupo de jogadores, pode se tornar um fator de desmotivação para quem tem dificuldade ou não consegue evoluir no jogo.

Outro aspecto importante que deve ser observado nos projetos de jogos está relacionado com a qualidade da realimentação (*feedback*) proporcionada pela ação de controle. Em geral, os jogos tradicionais oferecem *feedback* visual, sonoro e tátil. A complexidade dos detalhes do jogo é o que determina a configuração de hardware e software necessária para um bom desempenho. Portanto, a reação ao jogo depende do tempo de resposta observado pelo jogador, que deve ser rápido o suficiente para que o jogador não perceba qualquer atraso entre a ação executada e o retorno esperado.

Outra condição importante a ser considerado no projeto de jogos digitais está relacionada com o desafio. Manter o equilíbrio do nível de dificuldade do jogo é fundamental para que o jogador continue jogando. É a continuidade que possibilita ao jogador aumentar sua habilidade. À medida que a habilidade aumenta o desafio também deve ser incrementado. Para estabelecer essa relação dentre o desafio e o nível de habilidade, os desenvolvedores de jogos têm se apoiado na Teoria do Fluxo, proposta por Mihaly Csikszentmihalyi (CHEN, 2007). Segundo Csikszentmihalyi (1991), o fluxo representa o sentimento de foco total e energizado em uma atividade, com um alto nível de prazer e satisfação. Assim, a teoria do fluxo estabelece uma relação entre o desafio e o nível de habilidade do jogador, mantendo o jogo em um patamar que não seja muito fácil, o que levaria ao tédio, e nem muito difícil, que levaria a frustração. À medida que a habilidade do jogador evolui, o nível do desafio também evolui, fazendo com que o jogador entre em um alto nível de concentração (CHEN, 2007). A Figura 10 mostra a trajetória que representa a relação ideal entre habilidade e desafio, alternando entre momentos de dificuldade e facilidade. A linha ondulada no Canal de Fluxo representa o fluxo ideal do jogo para que o jogador não entre nas regiões de ansiedade ou aborrecimento.

Figura 10 - Diagrama ilustrativo da Teoria do Fluxo



Fonte: Produção do próprio autor, 2018, modificado de Csikszentmihalyi (1991).

Essa alternância dentro do canal de fluxo mantém elevado o nível de concentração do jogador. Em jogos para reabilitação isso significa que o paciente estará completamente focado no desafio, minimizando os problemas da reabilitação e mantendo o comprometimento com a continuidade do processo.

4.2 PROJETO DE JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO

O projeto de JS para reabilitação deve ser feito de forma multidisciplinar, considerando os vários aspectos envolvidos, tais como, fisiológicos, psicológicos e tecnológicos (REGO et al., 2010). Em um trabalho nessa área, pesquisadores utilizaram os princípios da estratégia PBL adaptada ao contexto da reabilitação e abordaram alguns fatores críticos que devem ser considerados no momento do projeto (BORGHESE et al., 2013). Primeiramente, uma característica dos processos de reabilitação é a repetibilidade dos exercícios, o que em geral, leva a uma condição de aborrecimento do paciente. Assim, a introdução de elementos de variabilidade do jogo é fundamental para minimizar esta condição indesejada. Outra característica importante na reabilitação é a definição de tempo e ritmo dos exercícios. Isso torna o desafio do projeto de jogos para reabilitação ainda mais complexo, no qual o projetista precisa equilibrar os aspectos motivacionais com os terapêuticos. Além disso, os jogadores são pacientes e possuem algum nível de limitação motora, introduzindo variadas restrições de jogabilidade ao projeto. Pacientes em reabilitação estão propensos ao estado de depressão, o que afeta consideravelmente o interesse pela terapia. Por isso a motivação é frequentemente mencionada como um fator determinante para os resultados da reabilitação (MCLEAN et al., 2002). Embora não seja um conceito fácil de descrever, a motivação pode ser definida, de forma simplificada, como uma propriedade psicológica que encoraja a ação de uma pessoa em direção a um objetivo, causando e/ou mantendo o comportamento para atingir o objetivo (LOHSE et al., 2013). Drummond, Hadchouel e Tesnière (2017) destacam que, para um JS ser motivador, deve ocorrer a combinação da motivação para a própria atividade de aprendizagem (motivação intrínseca) com a motivação para um resultado desejável no futuro (motivação extrínseca). Os autores definem esta combinação como *Convergência de Motivações* (Figura 11). No contexto da reabilitação pós-AVC, a motivação extrínseca é o desejo do paciente em melhorar a sua condição de saúde. Já a motivação intrínseca, vem do processo de aprendizagem relacionado a recuperação das habilidades motoras e/ou cognitivas do paciente.

Figura 11 - Convergência de motivações



Fonte: Produção do próprio autor, 2018, modificada de Drummond (2017).

Todas estas características que estão presentes nos processos terapêuticos tornam o desenvolvimento de um JS para reabilitação um verdadeiro desafio, que requer um trabalho cooperado entre os profissionais envolvidos no processo.

4.3 JOGOS SÉRIOS NA REABILITAÇÃO PÓS-AVC

Embora esteja claro na literatura que os JS têm um papel importante nos processos de reabilitação, principalmente em relação ao aspecto motivacional, muitos estudos também apontam para a necessidade de evidências mais robustas quanto a sua efetividade terapêutica. Assim, com o objetivo de identificar aspectos comuns a essa categoria de JS, será apresentado nesta seção um Mapeamento Sistemático da Literatura (MSL), buscando evidenciar as principais características encontradas em JS utilizados na reabilitação de pacientes pós-AVC.

4.3.1 Mapeamento Sistemático da Literatura

O MSL é uma metodologia de pesquisa bibliográfica que tem o objetivo de fornecer uma visão geral de uma determinada área de pesquisa em termos quantitativos. Esse tipo de mapeamento possibilita identificar tendências e lacunas para uma questão de pesquisa. O MSL apresentado neste trabalho é baseado no modelo proposto por Petersen e colaboradores (2008), e envolve as seguintes etapas: (1) Questão da pesquisa; (2) Realização da busca; (3) Análise dos artigos; (4) Determinação das classes; e (5) Extração dos dados e mapeamento.

4.3.1.1 Questão de Pesquisa

A *Questão de Pesquisa* proposta para este trabalho visa identificar e caracterizar JS usados na reabilitação de pacientes pós-AVC. Para tanto, faz-se a seguinte pergunta de pesquisa:

Quais as principais características encontradas nos jogos sérios usados na reabilitação de pacientes pós-AVC?

4.3.1.2 Realização da Busca

Para uma pesquisa bibliográfica eficiente é preciso primeiramente identificar quais os principais meios de publicação para a área em questão. Jogos Sérios no contexto da saúde são tipicamente multidisciplinares, pois podem envolver diversas áreas do conhecimento, como saúde, computação e engenharia. Por este motivo, a escolha dos Mecanismos de Busca Acadêmica (MBA) foi baseada nas suas respectivas áreas correlatas. Na área da saúde o MBA selecionado foi o *Portal CAPES (bases MEDLINE/PubMed, Scopus e Web of Science)*, na área da computação, o *ACM Digital Library* e na área da engenharia, o *IEEE Xplore*. Outro fator determinante para o resultado da pesquisa bibliográfica é a escolha adequada das palavras-chaves de busca. A estratégia de busca usada nesse trabalho foi proposta a partir das seguintes palavras-chave: (1) *Game*, (2) *Virtual Reality* e (3) *Stroke*. Esta escolha levou em consideração a natureza multidisciplinar da área, na qual é comum a falta de consenso quanto à definição de JS. Boughzala e colaboradores (2013) definem JS como videogames que usam as mesmas abordagens existentes nos jogos clássicos, em que a abordagem lúdica vai além da dimensão única de entretenimento. Um JS é desenvolvido com um propósito específico e pode ser considerado como um instrumento de sensibilização, formação ou promoção, sendo um tipo útil de videogame para profissionais.

Na área da saúde também é comum encontrar autores usando o termo *Virtual Reality* para designar sistemas voltados para a reabilitação que mesclam hardware e software específicos (inclusive jogos). Bryson (1996) define *Realidade Virtual* como um paradigma de interface que utiliza computadores e interfaces homem-computador para criar o efeito de um mundo tridimensional em que o usuário interage diretamente com objetos virtuais. Portanto, é importante investigar o uso desses termos, pois ainda é comum encontrar divergências quanto ao entendimento dos autores em relação as nomenclaturas usadas. Com o objetivo de abranger

essas possibilidades de divergências entre as nomenclaturas, definiu-se o seguinte formato para a frase de busca:

(game OR “virtual reality”) AND stroke*

Para a busca inicial foram definidos os seguintes critérios: (1) Encontrar a frase de busca no título do artigo; (2) Limitar a pesquisa aos artigos publicados na língua inglesa em periódicos revisados por pares (*journals*) e eventos (*proceedings*) no período de 2007 a 2016 (10 anos).

4.3.1.3 Análise dos Artigos

Nessa etapa do processo são definidos os critérios de inclusão e exclusão que permitem selecionar os artigos que tenham relação com a questão de pesquisa. Os critérios elaborados foram aplicados ao resumo dos 298 artigos encontrados na busca inicial. O Critério de Inclusão 1 (CI-1), aplicado somente ao resumo, é formado pelo agrupamento dos seguintes critérios: (1) *Manter os artigos que usam a Realidade Virtual como uma tecnologia de interface aplicada aos jogos*; (2) *Manter os artigos que não usam jogos de entretenimento comerciais*; (3) *Manter os artigos que não são revisões sistemáticas*.

Como critério de exclusão foi definido que seriam removidos os artigos duplicados, porém não houve essa ocorrência. Assim, restaram 109 artigos para uma última etapa de análise. O objetivo dessa etapa é selecionar somente os artigos que tratam de JS (conforme definição anterior), pois ainda existe confusão no uso dos termos *Game*, *Serious Game* e *Virtual Reality*. Foi definido então, o Critério de Inclusão 2 (CI-2), formado pelo agrupamento dos seguintes critérios: (1) *Pelo conteúdo do artigo, manter somente os que utilizam Jogos Sérios*; (2) *Manter somente os artigos completos (mínimo de 4 páginas)*. Com a aplicação desse critério (CI-2), 36 artigos foram selecionados (ver Tabela 1 e Quadro 2) para a etapa de Determinação das Classes.

Tabela 1 - Documentos encontrados nas etapas iniciais do MSL

MBA	Busca inicial	CI-1	CI-2
ACM	27	16	6
IEEE	69	41	15
CAPES	202	52	15
Total	298	109	36

Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

Quadro 2 - Lista de artigos selecionados no MSL

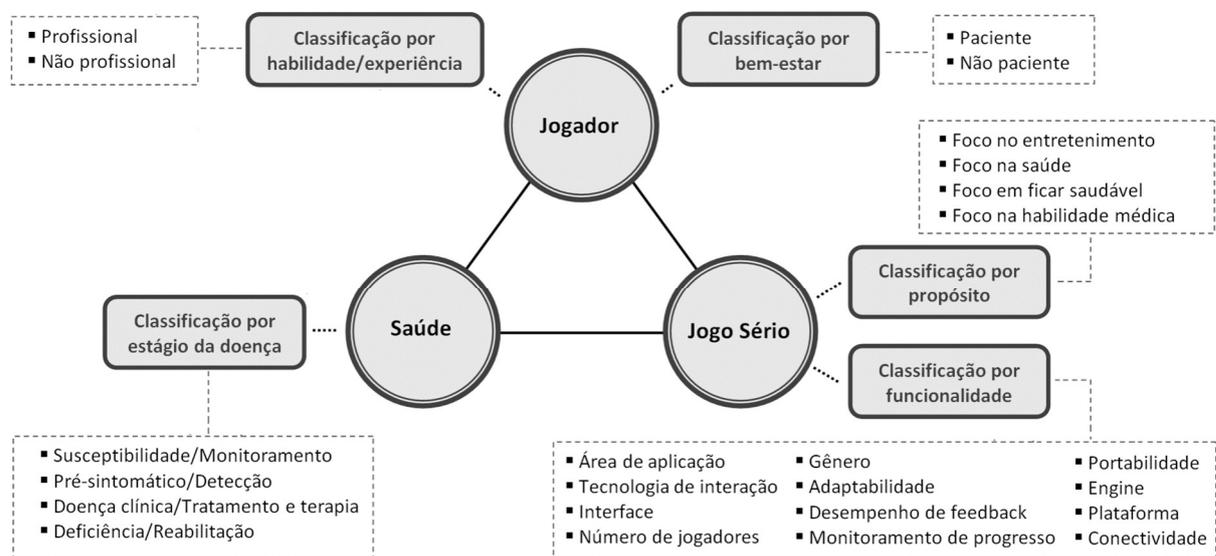
1. Abdelkader et al. (2011). Mixed reality serious games for post-stroke rehabilitation.	21. Lee M et al. (2016). A Further Step to Develop Patient-Friendly Implementation Strategies for Virtual Reality-Based Rehabilitation in Patients with Acute Stroke.
2. Alankus e Kelleher (2012). Reducing compensatory motions in video games for stroke rehabilitation.	22. Ma e Bechkoum (2008). Serious games for movement therapy after stroke.
3. Alankus et al. (2011). Stroke therapy through motion-based games: a case study.	23. Prange et al. (2015). The effect of arm support combined with rehabilitation games on upper-extremity function in subacute stroke: A randomized controlled trial.
4. Baranyi et al. (2013). Chances for serious games in rehabilitation of stroke patients on the example of utilizing the Wii Fit Balance Board.	24. Rias et al. (2014). Therapeutic game to address left neglect symptoms in stroke patients: An initial study.
5. Borghese et al. (2013). An intelligent game engine for the at-home rehabilitation of stroke patient.	25. Ribeiro et al. (2016). Conceptualization of PhysioFun Game: A low-cost videogame for home-based stroke rehabilitation.
6. Bower et al. (2015). Clinical feasibility of interactive motion-controlled games for stroke rehabilitation.	26. Rodriguez et al. (2012). Development of computer games for assessment and training in post-stroke arm telerehabilitation.
7. Burke et al. (2008). Vision based games for upper-limb stroke rehabilitation.	27. Schuck et al. (2011). Game-based, portable, upper extremity rehabilitation in chronic stroke.
8. Burke et al. (2009). Serious games for upper limb rehabilitation following stroke.	28. Shah et al. (2014). Designing motivational games for stroke rehabilitation.
9. Burke et al. (2010). Augmented reality games for upper-limb stroke rehabilitation.	29. Shin et al. (2014). A task-specific interactive game-based virtual reality rehabilitation system for patients with stroke: a usability test and two clinical experiments.
10. Carabeo et al. (2014). Stroke patient rehabilitation: a pilot study of an android-based game.	30. Shin et al. (2015). Effects of game-based virtual reality on health-related quality of life in chronic stroke patients: A randomized, controlled study.
11. Choi et al. (2016). Mobile game-based virtual reality rehabilitation program for upper limb dysfunction after ischemic stroke.	31. Slijper et al. (2014). Computer game-based upper extremity training in the home environment in stroke persons: a single subject design.
12. Curtis e Ruijs (2009). Rehabilitation of handwriting skills in stroke patients using interactive games: A pilot study	32. Souza et al. (2012). Handcopter Game: A video-tracking based serious game for the treatment of patients suffering from body paralysis caused by a stroke.
13. Dömök et al. (2012). “Break the Bricks” serious game for stroke patients state of the art.	33. Standen et al. (2015). Patients use of a home-based virtual reality system to provide rehabilitation of the upper limb following stroke.
14. Evett et al. (2011). Dual camera motion capture for serious games in stroke rehabilitation.	34. Standen et al. (2016). A low cost virtual reality system for home based rehabilitation of the arm following stroke: A randomized controlled feasibility trial.
15. Hossain et al. (2016). AR-based serious game framework for post-stroke rehabilitation.	35. Taylor et al. (2009). The Birth of Elinor: A collaborative development of a game based system for stroke rehabilitation.
16. Hou e Sourina (2013). Emotion-enabled haptic-based serious game for post stroke rehabilitation.	36. Thielbar et al. (2014). Training finger individuation with a mechatronic-virtual reality system leads to improved fine motor control post-stroke.
17. Joo et al. (2015). The effects of game-based breathing exercise on pulmonary function in stroke patients: a preliminary study.	
18. King et al. (2010). Bilateral movement training with computer games for stroke rehabilitation.	
19. Lee RG et al. (2012). Development of an augmented reality-oriented game system for stroke rehabilitation assessment.	
20. Lee KH (2015). Effects of a virtual reality-based exercise program on functional recovery in stroke patients: part 1.	

Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

4.3.1.4 Determinação das Classes

O objetivo dessa etapa é identificar e categorizar nos artigos selecionados, características relacionadas à Questão de Pesquisa. Para definir quais características seriam avaliadas, foi utilizado o modelo de classificação de JS para saúde proposto por Wattanasoontorn e colaboradores (2013). Neste modelo (Figura 12), as classificações são baseadas na relação entre três domínios: *Jogador*, *Saúde* e *Jogo Sério*.

Figura 12 - Classificação de Jogos Sérios para Saúde



Fonte: Próprio do próprio autor, 2018, modificado de Wattanasoontorn e colaboradores (2013).

Para este trabalho foram selecionados apenas alguns itens do domínio *Jogo Sério* relacionados à funcionalidade. Os outros domínios e classificações estão implicitamente definidos pelo próprio tipo de jogo (reabilitação de pacientes pós-AVC), em que o foco é a saúde, o jogador é o paciente e o estágio da doença é a reabilitação. Assim, foram definidas as seguintes classes para investigação:

- (1) *Local de uso (Portabilidade)*;
- (2) *Área de formação dos autores*;
- (3) *Área de aplicação*;
- (4) *Dispositivo de Entrada (Tecnologia de interação)*;

(5) *Armazenamento de dados (Monitoramento de Progresso)*;

(6) *Avaliação clínica*;

(7) *Número de pacientes que usaram o jogo*.

Os itens 2, 6 e 7 não são contemplados no modelo e foram utilizados para investigar questões relacionadas à validação clínica do jogo.

Para o local de uso, observou-se o foco nos ambientes clínicos e domiciliares.

As áreas de formação dos autores foram divididas em duas grandes áreas: Ciências Exatas e Ciências da Saúde.

A área de aplicação está relacionada à função que se deseja reabilitar no paciente. Foram observados e definidos quatro grupos de funções: *Membros Superiores*, relacionada à reabilitação somente dos membros superiores; *Equilíbrio*, relacionado ao equilíbrio postural; *Motor Global*, para a reabilitação conjunta de membros superiores e equilíbrio; *Motor Cardiorrespiratório*, para reabilitação muscular cardiorrespiratória; e *Cognitivo*, relacionado a reabilitação cognitiva.

Os dispositivos de entrada foram agrupados com base nos tipos de sensores utilizados. Foram definidos quatro grupos: *Convencional*, *Natural*, *Biomédico* e *Multimodal*. No grupo *Convencional* são incluídos dispositivos básicos como teclado, mouse e joystick. O grupo *Natural* é composto por dispositivos baseados em interfaces naturais de usuário, como webcams, câmeras 3D e sensores inerciais. No grupo *Biomédicos* encontram-se os dispositivos que usam características especiais de interação (biomecânicos e fisiológicos), como os dispositivos hápticos, robóticos e bioelétricos. O grupo *Multimodal* contempla os trabalhos que usaram mais de um dispositivo de entrada pertencente aos grupos anteriores. Observou-se também se o jogo possibilita a gravação de dados para o terapeuta avaliar o desempenho do paciente.

Quanto à avaliação funcional do paciente, foi observada uma grande variedade de instrumentos clínicos, que foram agrupados com base na indicação clínica de aplicação. Assim, os instrumentos de avaliação foram agrupados da seguinte forma: *Motor-Global*, *Motor-Superior*, *Questionário*, *Motor-Cardiorrespiratório* e *Misto* (Quadro 3).

No grupo *Motor-Global*, um mesmo instrumento pode avaliar diferentes funções relacionadas a grupos motores distintos. O grupo *Motor-Superior* são instrumentos que avaliam os membros superiores e mão. O grupo *Questionário* é composto pelos instrumentos de avaliação que são questionários aplicados aos pacientes. Neste estudo, o grupo *Motor-*

Cardiorrespiratório está relacionado a instrumentos usados para avaliação respiratória. O grupo *Misto* é composto pelos trabalhos que utilizaram mais de um dos grupos de instrumentos anteriores. Por fim, verificou-se o número de pacientes avaliados por estes instrumentos.

Adicionalmente, foi observado se os trabalhos utilizaram alguma metodologia específica para desenvolvimento de JS para reabilitação pós-AVC.

Quadro 3 - Instrumentos de avaliação clínica utilizados na reabilitação pós-AVC

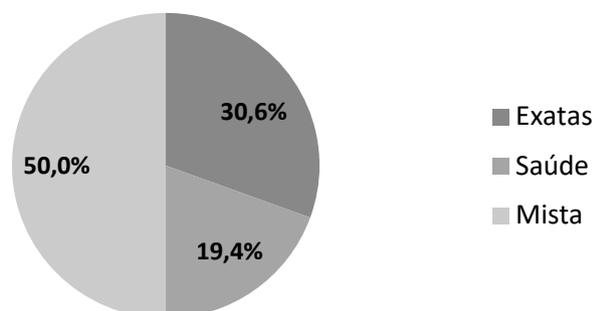
Avaliação	Instrumentos clínicos
Motor-Global	Fugl Meyer Assessment (FMA), Motor Assessment Scale (MAS), Functional Independence Measure (FIM), Functional Reach (FR), Reaching Performance Scale (RPS), Wolf Motor Function Test (WMFT), Motricity Index (MI) e Brunnstrom Recovery Stage (BRS)
Motor-Superior	Box and Block Test (BBT), Grip Strength (GS), Stroke Upper Limb Capacity Scale (SULCS), Action Research Arm Test (ARAT), Nine Role Peg Test (NRPT), Manual Function Test (MFT) e Jebsen-Taylor Hand Function Test (JTHFT).
Questionário	Task Evaluation Questionnaire (TEQ), Disabilities of the Arm - Shoulder and Hand (DASH), Stroke Impact Scale (SIS), Canadian Occupational Performance Measure (COPM), Intrinsic Motivation Inventory (IMI), Beck Depression Inventory (BDI), Hamilton Depression Rating Scale (HAM-D), Euro QOL 5 Dimension (EQOL5), Nottingham Extended Activities of Daily Living (NEADL), Short Form Health Survey (SF-36), Measure of Manual Ability (ABILHAND) e Barthel Index (BI).
Motor-Cardiorrespiratório	Force Vital Capacity (FVC), Force Expiratory Volume at 1 second (FEV ₁) e Maximum Voluntary Ventilation (MVV)

Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

4.3.1.5 Extração dos Dados e Mapeamento

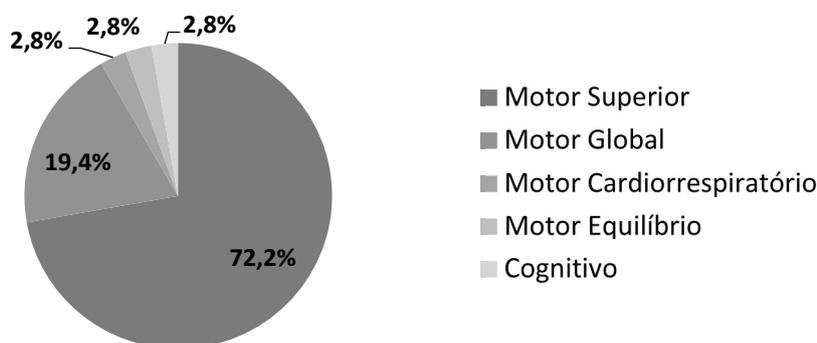
Os mecanismos de busca que mais contribuíram para a seleção final foram CAPES e IEEE com 41,7% cada, e ACM com 16,6%. Quanto ao local de uso do jogo, observou-se que 58,1% dos artigos selecionados tinham foco no uso domiciliar. A análise da área de formação dos autores (Figura 13) mostrou que metade dos trabalhos (50%) é de autoria conjunta (mista) das áreas da saúde e exatas, 30,6% são de autoria da área de exatas e 19,4% são de autoria de área da saúde. Quanto à área de aplicação dos jogos (Figura 14), 97,2% foram desenvolvidos para reabilitação de aspectos relacionados com as funções motoras dos pacientes.

Figura 13 - Área de formação dos autores



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

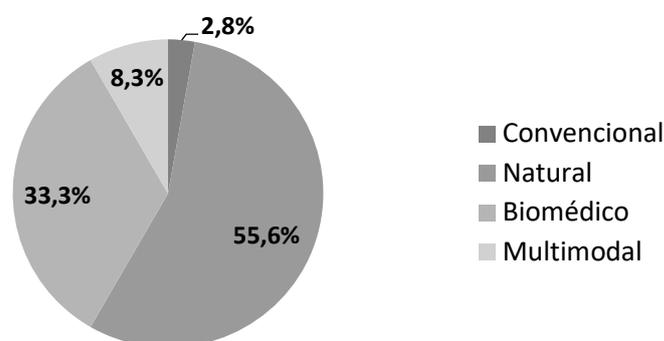
Figura 14 - Área de aplicação dos jogos baseada na função a ser reabilitada no paciente



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

Do total dos artigos avaliados, 72,2% são utilizados na reabilitação motora superior (somente membro superior), 19,4% na reabilitação motora global (membros superiores e equilíbrio), 2,8% na reabilitação motora do equilíbrio, 2,8% na reabilitação motora cardiorrespiratória e 2,8% na reabilitação cognitiva. Não foram encontrados JS para reabilitação de membros inferiores. Nos dispositivos de entrada também foram observados o número de ocorrências individuais, pois um único trabalho ou jogo pode usar mais de um tipo de dispositivo (Figura 15). Foram identificados 37 diferentes dispositivos de entrada, sendo que 55,6% dos trabalhos utilizaram dispositivos de interface natural, 33,3% usaram dispositivos biomédicos, 8,3% usaram dispositivos multimodais e apenas um trabalho (2,8%) usou dispositivo convencional (mouse). Em relação ao armazenamento de dados, 54,8% dos trabalhos indicaram ter algum sistema de armazenamento de dados que podia ser utilizado posteriormente pelo terapeuta. Não foram considerados os trabalhos que indicaram armazenar somente a informação da pontuação do jogo.

Figura 15 - Dispositivos de entrada dos jogos

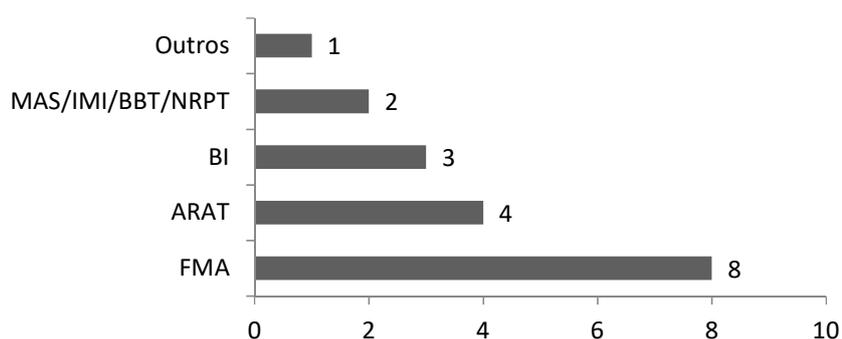


Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

O número de trabalhos que indicaram avaliar o desempenho dos pacientes através de instrumentos clínicos foi de 52,9%. Em alguns trabalhos (16,7%), embora os jogos tenham sido usados por pacientes, não foram utilizados instrumentos clínicos para avaliar os mesmos. O número médio de pacientes avaliados foi de $20,2 \pm 17,9$, variando de 1 a 68 pacientes.

Na análise da ocorrência individual (Figura 16) de cada instrumento, identificou-se que os mais utilizados foram: FMA com 8 ocorrências; ARAT com 4; BI com 3; MAS, IMI, BBT e NRPT com 2 ocorrências cada. O restante dos instrumentos apresentou apenas uma ocorrência cada. Foi identificado um total de 30 diferentes instrumentos de avaliação.

Figura 16 - Ocorrências individuais dos instrumentos de avaliação clínica



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

A Tabela 2 mostra os dados extraídos dos 36 artigos selecionados.

Tabela 2 - Resultado das características analisadas nos jogos selecionados

Autor	Ano	Uso	Autor	Área	Entrada	Log	Paciente	Avaliação
Abdelkader et al.	2011	Dom	Misto	MS	Natural	N	3	-
Alankus e Kelleher	2011	Dom	Misto	MS	Natural	S	1	MS
Alankus et al.	2012	Dom	Exatas	MS	Natural	S	11	Q
Baranyi et al.	2013	Dom	Misto	ME	Biomédico	S	-	-
Borghese et al.	2013	Dom	Exatas	MG	Multimodal	N	-	-
Bower et al.	2015	Dom	Exatas	MG	Natural	N	40	Misto
Burke et al.	2010	Dom	Misto	MS	Natural	N	-	-
Burke et al.	2008	Dom	Misto	MS	Natural	S	-	-
Burke et al.	2009	Dom	Misto	MS	Natural	S	-	-
Carabeo et al.	2014	Dom	Saúde	MS	Biomédico	S	3	-
Choi et al.	2016	Dom	Misto	MS	Natural	N	24	Misto
Curtis e Ruijs	2009	Dom	Exatas	MS	Biomédico	N	8	-
Dömök et al.	2012	Dom	Misto	MS	Natural	N	-	-
Evet et al.	2011	Dom	Misto	MS	Natural	N	-	-
Hossain et al.	2016	Clin	Misto	MS	Biomédico	N	10	-
Hou e Sourina	2013	Clin	Exatas	MS	Biomédico	N	-	-
Joo et al.	2015	Dom	Saúde	MC	Biomédico	N	38	MC
King et al.	2010	Clin	Misto	MS	Multimodal	N	14	Misto
Lee KH et al.	2015	Clin	Saúde	MG	Natural	S	10	Misto
Lee RG et al.	2012	Clin	Exatas	MG	Multimodal	N	-	MG
Lee M et al.	2016	Clin	Saúde	MS	Natural	S	8	MS
Ma e Bechkoum	2008	Clin	Exatas	MG	Biomédico	S	8	Misto
Prange et al.	2015	Clin	Misto	MS	Natural	S	68	Misto
Rias et al.	2014	Clin	Exatas	CG	Convencional	N	-	-
Ribeiro et al.	2016	Clin	Exatas	MS	Natural	N	-	-
Rodriguez et al.	2012	Dom	Saúde	MG	Biomédico	S	-	-
Schuck et al.	2011	Clin	Saúde	MG	Natural	S	2	Misto
Shah et al.	2014	Clin	Exatas	MS	Biomédico	N	1	Q
Shin et al.	2015	Clin	Saúde	MS	Natural	S	35	Misto
Shin et al.	2014	Clin	Misto	MS	Natural	S	23	Misto
Slijper et al.	2014	Dom	Misto	MS	Biomédico	S	11	Misto
Souza et al.	2012	Clin	Exatas	MS	Natural	N	2	-
Standen et al.	2015	Dom	Misto	MS	Natural	S	17	Misto
Standen et al.	2016	Dom	Misto	MS	Natural	N	47	Misto
Taylor et al.	2009	Dom	Misto	MS	Biomédico	S	5	-
Thielbar et al.	2014	Clin	Misto	MS	Biomédico	S	16	Misto

Dom: Domiciliar; Clin: Clínico; MS: Membros Superiores; MG: Motor Global; ME: Motor Equilíbrio; MC: Motor Cardiorrespiratório; CG: Cognitivo; Log: Registro de Dados; S: Sim; N: Não; Q: Questionário.

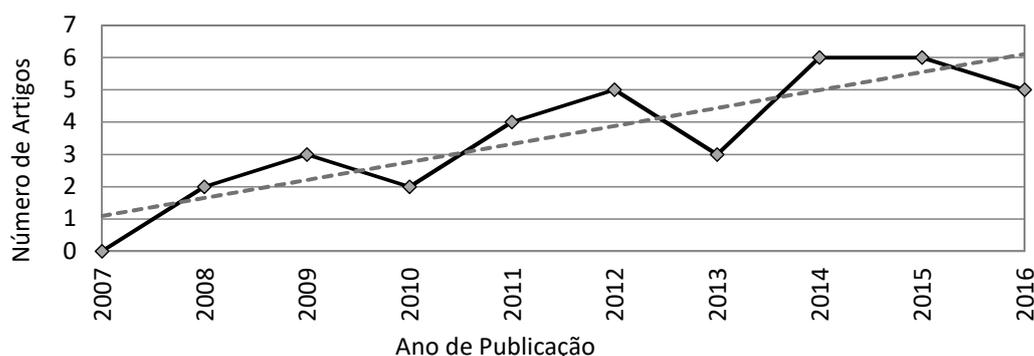
Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

4.3.1.1 Análise dos Resultados

A busca inicial desta pesquisa, baseada somente no título do artigo, é um forte indicativo do uso de jogos digitais na reabilitação pós-AVC. Além disso, ao analisar o número de publicações que tratam de JS na reabilitação de pacientes pós-AVC, também é possível observar uma tendência de crescimento ao longo do período analisado (Figura 17).

O interesse no desenvolvimento de jogos nessa área é reforçado pelo aumento na longevidade das pessoas, sendo que 75% dos casos de AVC ocorrem com pessoas acima de 65 anos (LLOYD-JONES et al., 2009). Essa preferência também é observada no estudo de Wattanasoontorn e colaboradores (2013), no qual foi identificado que a maioria dos JS desenvolvidos para doenças específicas são para reabilitação de pessoas com AVC. Entretanto, ainda é comum o uso de jogos comerciais tradicionais adaptados à reabilitação (SAPOSNIK et al., 2010). O fato desses jogos não serem projetados para reabilitação pode levar a importantes limitações terapêuticas, como por exemplo, a falta de ajustes de jogabilidade para diferentes graus de comprometimento do paciente (ANDERSON et al., 2015) e o aumento do risco nos procedimentos (CHAO, SCHERER e MONTGOMERY, 2014).

Figura 17 - Número de publicações de JS para reabilitação de pacientes Pós-AVC

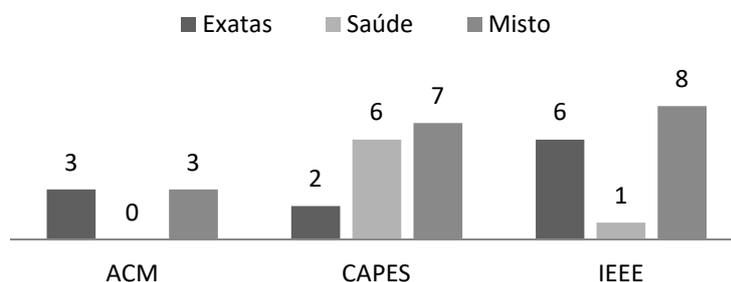


Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

Diferentemente dos jogos comerciais, os JS são focados na reabilitação e, em geral, são projetados por uma equipe multidisciplinar, que pode envolver especialistas de diferentes áreas relacionadas à saúde e tecnologia. Neste estudo foi observado que cerca de metade dos artigos foi produzida em conjunto por autores das áreas da saúde e exatas. Entretanto, não foram identificadas na maioria dos trabalhos informações sobre a equipe de desenvolvimento. Para Brox e colaboradores (2011), a colaboração com os profissionais de saúde a partir do estágio inicial do projeto é necessário tanto para garantir que o conteúdo seja válido, quanto para validar o jogo do ponto de vista clínico. Dos 19 trabalhos que avaliaram clinicamente os pacientes, 78,9% desses tinham ao menos um autor da área da saúde.

Adicionalmente foi avaliada a relação entre a área de formação dos autores e as bases científicas (Figura 18).

Figura 18 - Número de artigos por área de formação dos autores e base de publicação



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

Embora as bases IEEE e ACM estejam fortemente relacionadas com a área de exatas, e a CAPES com a área da saúde, a característica multidisciplinar dos JS mostra que existe uma tendência de colaboração entre as áreas. Entretanto, nos trabalhos publicados por autores de apenas uma área, a sua incidência é maior na base relacionada à sua área de formação. Em geral, nos trabalhos publicados nas bases IEEE e ACM o foco está no desenvolvimento dos jogos (software e hardware) e na base CAPES o foco está no uso.

Dos 36 trabalhos identificados usando JS, apenas 9 (25%) tinham o termo *serious game(s)* no título do artigo. Embora esta análise não tenha relação direta com a questão de pesquisa, isso sugere um desconhecimento dos autores quanto à definição desse tipo de jogo, o que pode impactar nos resultados de busca. Entretanto, a maioria dos trabalhos (32) usou o termo *game(s)* no título. Apenas 5 trabalhos se referiram aos jogos usando o termo *virtual reality* no título, sem usar a palavra *game(s)*. Essas observações indicam que, embora o MSL tenha um escopo amplo de pesquisa, a escolha adequada do título do trabalho é fundamental para o correto posicionamento do artigo nos meios de publicação científica (IMBELLONI, 2012).

Os achados quanto ao ambiente de uso dos jogos indicaram uma discreta preferência para o uso domiciliar (55,6%). Em geral, o ambiente de utilização dos jogos está relacionado com a portabilidade (capacidade de deslocamento físico) do hardware. Diversos estudos baseados em evidências destacam que a reabilitação domiciliar é benéfica para os pacientes pós-AVC (MAYO, 2016). Além disso, os programas de reabilitação realizados em casa exigem menos recursos de equipamento e pessoal, melhoram a adesão do paciente ao tratamento e geram menos custo ao sistema de saúde.

Outra característica importante nos JS, especialmente na área da saúde, é quanto à possibilidade de registrar as ações do paciente durante o jogo. Neste estudo, apenas metade dos

Em relação aos instrumentos de avaliação, quase metade dos jogos não utilizou instrumentos clínicos para avaliar o paciente. Nos jogos em que o paciente foi avaliado clinicamente, a maioria utilizou mais de instrumento clínico (misto). O elevado número de trabalhos que não avaliou os pacientes com instrumentos clínicos indica uma importante lacuna que deve ser preenchida. Embora os resultados de muitos estudos sejam promissores quanto à função terapêutica dos jogos, a maioria destes é baseada em pequenas amostras de pacientes e não há comparativo com outros tipos de intervenção (STAIANO e FLYNN, 2014). Estes fatores não permitem estender os resultados para a população alvo, limitando assim a sua evidência científica. Neste estudo, 57,9% dos trabalhos em que os jogos foram usados com pacientes e esses foram avaliados por instrumentos clínicos, os autores informaram existir algum tipo de armazenamento de dados que pode ser utilizado pelo terapeuta para avaliação do desempenho do paciente. A análise da relação entre os resultados dos instrumentos clínicos e os dados armazenados das sessões com os pacientes pode ampliar as possibilidades dos JS. Uma forte correlação entre os dados clínicos e as informações extraídas do jogo poderia levar o jogo ao patamar de um instrumento de avaliação.

Em uma última análise, identificou-se que apenas 5 trabalhos (13,9%) usaram sistemas com JS comerciais (hardware e software). Os demais jogos (86,1%) foram desenvolvidos em universidades e ainda estão em fase de protótipo. Esses números sugerem que a maioria dos JS ainda está restrita ao ambiente científico. Embora a etapa científica seja fundamental para validação clínica, é importante que após esta etapa o JS seja acessível à população alvo.

4.3.1.2 Considerações sobre o MSL

A utilização de JS na reabilitação de pacientes pós-AVC é considerado um promissor recurso terapêutico como observado em alguns estudos, pois possibilita o uso de exercícios variados, aumentando a atenção e a motivação dos pacientes durante as sessões de reabilitação (LLORÉNS et al, 2014b; SOARES et al, 2014).

O crescimento observado no número de publicações nos últimos 10 anos é um indicador positivo quanto ao uso de JS nessa área. Entretanto, não está claro na literatura quais as características que devem estar presentes nesses jogos. Uma contribuição deste trabalho foi responder a essa questão através de um MSL. Foram analisados 36 artigos, sendo identificadas e classificadas 7 categorias para a extração de dados. O levantamento de dados foi sumarizado em um gráfico de bolhas (Figura 19) que mostra a relação entre as categorias *Área de Aplicação*, *Dispositivos de Entrada* e *Instrumentos de Avaliação*.

Em uma análise mais geral do MSL, é possível concluir que: O uso de JS na reabilitação de pacientes pós-AVC está em expansão; O foco dos jogos está na reabilitação das funções motoras; A eficácia de quase metade desses jogos ficou comprometida pela falta de avaliação clínica com pacientes (pré e pós-testes); A maioria dos jogos ainda está na fase de protótipo (não comercial); A área de aplicação dos jogos ainda é muito restrita e poderia ser estendida para outras áreas como a cognitiva, por exemplo; Cerca de metade dos trabalhos não são de autoria multidisciplinar; Não existe a preocupação em correlacionar dados da avaliação clínica com dados do jogo, negligenciando a possibilidade de validação das propriedades métricas do JS. Essas conclusões reforçam a necessidade de dois pontos chave no projeto de um JS para saúde: a participação de uma equipe multidisciplinar de especialistas e a validação clínica dos resultados.

5 STRONGER: MODELO CONCEITUAL PARA DESENVOLVIMENTO DE JOGOS SÉRIOS PARA REABILITAÇÃO PÓS-AVC

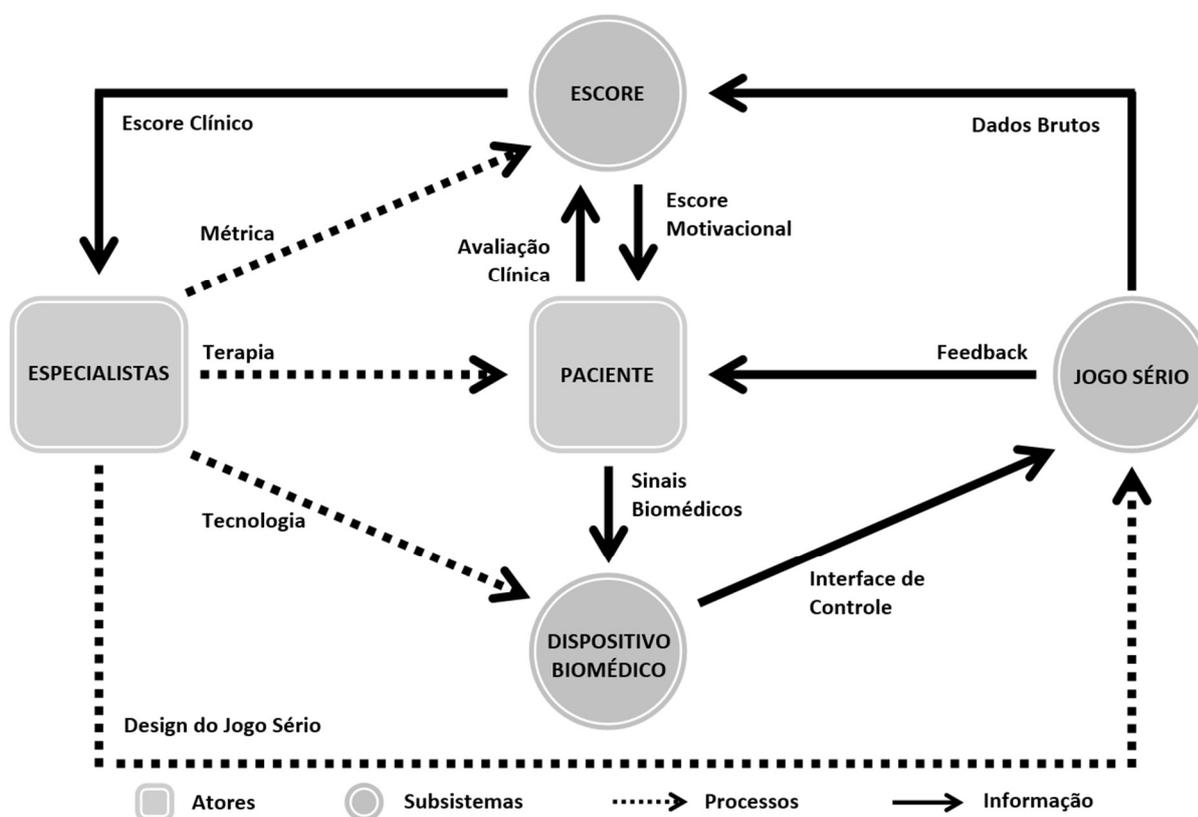
As considerações apontadas no capítulo anterior mostram que ainda existem pontos críticos na área de JS para reabilitação pós-AVC, principalmente em relação à validação clínica. Desenvolver jogos para a área da saúde é uma tarefa que requer a participação de uma equipe multidisciplinar, pois envolve conceitos de áreas distintas (BROX et al., 2011). A integração entre as áreas da saúde e tecnologia são fundamentais para a eficácia destes jogos. No MSL apresentado, somente metade dos trabalhos foram de autoria conjunta de profissionais das áreas da saúde e tecnologia (exatas). Em relação à eficácia terapêutica, apenas pouco mais da metade também indicou ter avaliado o progresso dos pacientes através de algum instrumento clínico. Outro aspecto nos estudos está relacionado ao uso dos dados gerados pelo jogo, no qual somente 54,8% dos trabalhos indicaram ter algum sistema de armazenamento de dados que pudesse ser utilizado pelo terapeuta para análise clínica do paciente. Embora seja comum o uso de pontuação nos jogos, geralmente ela está relacionada com o fator motivacional e não traz informação relevante para o terapeuta. Entretanto, vale destacar que o fator motivacional é uma característica importante nos JS e deve ser observada, pois comumente os pacientes consideram as abordagens tradicionais de reabilitação repetitivas e tediosas, o que torna difícil manter o interesse pela continuidade do programa de tratamento (REGO et al., 2014). Ainda em relação aos dados gerados pelo jogo, não foram encontrados estudos correlacionando a pontuação do jogo com escalas clínicas de avaliação. A existência de correlação entre estas informações poderia aumentar os benefícios dos JS para os pacientes e terapeutas, possibilitando além do treinamento, a avaliação do progresso terapêutico.

A área da reabilitação é ampla e cada patologia tem suas particularidades terapêuticas e, por isso, o escopo deste trabalho ficou limitado à reabilitação pós-AVC. Entretanto, o uso de JS para reabilitação pós-AVC, observando as possíveis limitações, pode ser estendido para outras populações, como idosos frágeis, parkinsonianos, crianças com paralisia cerebral, dentre outros. Assim, com base nas observações apontadas a partir do MSL, foi proposto um modelo conceitual para projeto de JS para reabilitação pós-AVC. O modelo, chamado STRONGER (NOVELETTO et al., 2018), preconiza a interação entre a equipe de desenvolvimento (especialistas da área da saúde e tecnologia) e o uso dos dados gerados pelo jogo para análise de propriedades métricas que podem ser utilizadas como escore clínico e motivacional.

A palavra STRONGER é um acrônimo para *Systems for sTroke RehabilitatioON based on GamE scoRe* (Sistemas para Reabilitação do AVC baseados na Pontuação do Jogo). O nome

STRONGER – do inglês *stronger* (mais forte) – é uma alusão ao objetivo intrínseco da reabilitação, tornar o paciente “mais forte”, em um sentido mais amplo da palavra (físico e mental). Um modelo conceitual tem por objetivo evidenciar os conceitos e interações mais importantes das áreas de domínio de um determinado problema. Segundo Maxwell (2012), um modelo conceitual estabelece os fatores chave, constructos ou variáveis, e presume relações entre eles. Neste sentido, o modelo STRONGER (Figura 20) sumariza a relação entre os elementos de projeto: *especialistas, paciente, jogo sério, dispositivo biomédico e escore*.

Figura 20 - STRONGER: Modelo Conceitual para desenvolvimento de Sistemas de Reabilitação pós-AVC baseados na Pontuação do Jogo



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

5.1 ESPECIALISTAS

Os especialistas são os responsáveis pelos requisitos de projeto e pelo desenvolvimento do sistema biomédico, podendo envolver profissionais de diversas áreas da saúde e tecnologia. Os especialistas da área da saúde, como médicos e fisioterapeutas, definem com base na função que se deseja reabilitar, a terapia que será aplicada ao paciente e quais as métricas de interesse

para avaliação. A partir dos requisitos informados pelos especialistas da saúde, os especialistas da área tecnológica, como engenharia e computação, definem a tecnologia do dispositivo biomédico que interage com o paciente e o design do JS. Kato (2012) destaca que a interação entre os especialistas é essencial para o sucesso do processo de reabilitação.

No modelo STRONGER, são os especialistas que definem como deve ser a interação entre paciente (jogador), dispositivo biomédico (controle), JS (feedback) e avaliação (escore). O sucesso do projeto depende do conhecimento das questões relacionadas ao processo da reabilitação, e são os especialistas que podem dar as respostas adequadas as seguintes questões: como reabilitar, como fazer, como avaliar e como motivar. A Figura 21 destaca essa relação.

Figura 21 - Relação entre os especialistas e as questões do projeto



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

5.2 PACIENTE

A figura do paciente no centro do modelo representa a sua importância no processo, em que o objetivo principal é a sua reabilitação. Entretanto, a gravidade das complicações decorrentes do AVC e a capacidade de recuperação de cada pessoa variam amplamente, o que torna a reabilitação destes pacientes um verdadeiro desafio. O objetivo da reabilitação é ajudar o paciente a reaprender habilidades perdidas em decorrência do AVC, visando recuperar a sua independência e melhorar a sua qualidade de vida.

Existem três elementos-chave para as estratégias terapêuticas usadas na reabilitação pós-AVC: treinamento intensivo, exercícios repetitivos e treinamento orientado a tarefas (VEERBEEK et al., 2014). Paradoxalmente, essas características podem levar à falta de motivação e baixa adesão à terapia, resultando em dificuldade em obter resultados positivos ou até mesmo no abandono do tratamento (BURDEA, 2003). O grande desafio em manter os pacientes motivados também está relacionado a sua própria condição psicológica. Cerca de um terço dos sobreviventes do AVC pode ter depressão a qualquer tempo após o evento

(TOWFIGHI et al., 2017), o que aumenta o risco de recuperação não ser adequada, com resultados funcionais limitados e aumento da utilização dos serviços de saúde.

Em geral, o jogador é motivado a continuar jogando para melhorar o seu desempenho no jogo. Isso também ocorre quando o jogador é um paciente, porém, em um jogo para reabilitação, é importante que o desempenho no jogo tenha relação com o desempenho clínico do paciente. No modelo STRONGER, o escore do jogo é projetado combinando os aspectos clínicos e motivacionais e o paciente tem consciência de que o escore tem relação com a sua condição clínica. A relação do escore com o desempenho clínico é obtida por meio da avaliação clínica do paciente, na qual são utilizados instrumentos que são referência na prática terapêutica, como o *Timed Up and Go Test*, *Escala de Fugl-Meyer*, *Escala de Equilíbrio de Berg*, entre outros.

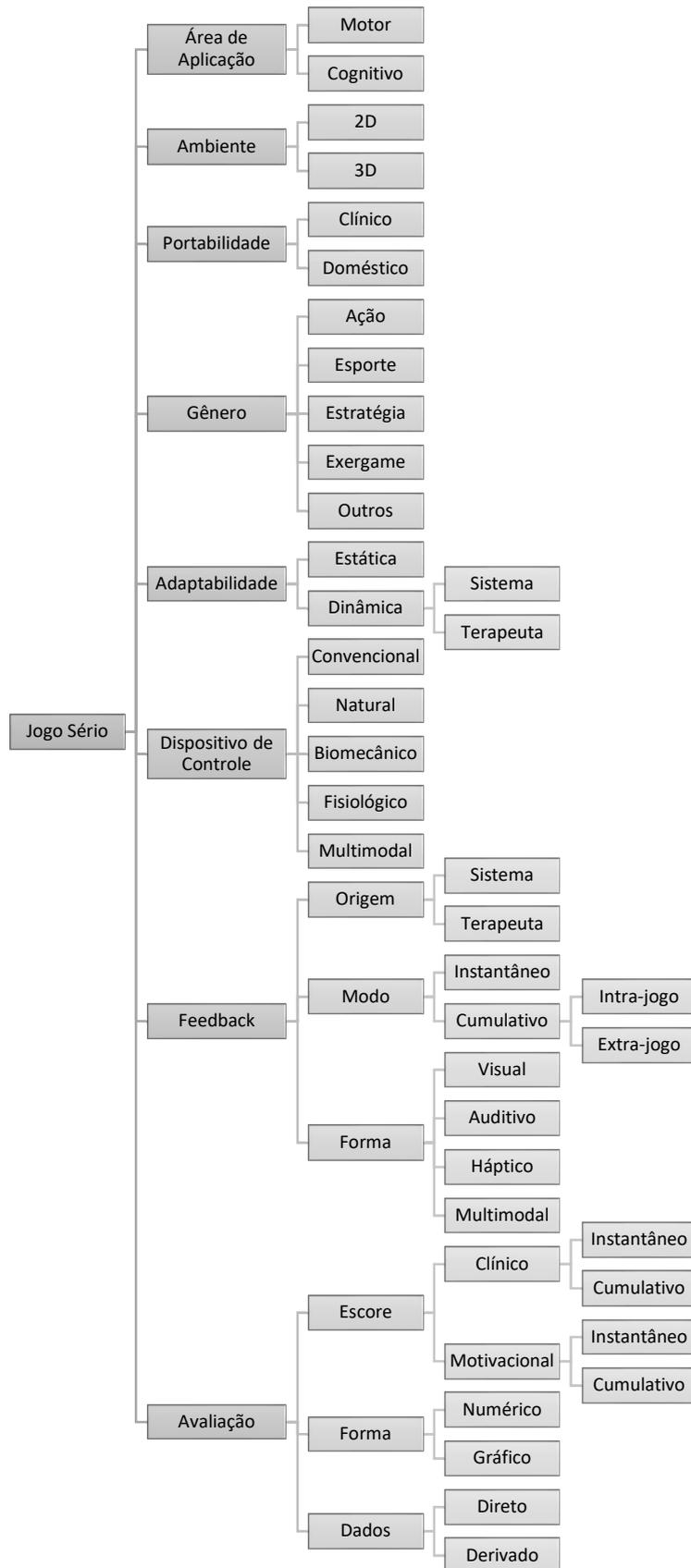
5.3 JOGO SÉRIO

O projeto de um JS para reabilitação é um desafio multidisciplinar, em que é necessário considerar os aspectos motivacionais e os objetivos terapêuticos do jogo. A princípio, não existe uma metodologia definitiva para desenvolvimento de jogos digitais, mas uma diversidade de métodos e estratégias, como MDA (*Mechanics, Dynamics and Aesthetics*) e PBL (*Points, Badges and Leaderbord*), que são utilizadas e/ou adaptadas aos objetivos do projeto. Em geral, quando informado, o que se observa nos trabalhos relacionados são apenas fragmentos de métodos, estratégias e recomendações. Uma provável dificuldade de formalizar o desenvolvimento de JS para reabilitação pós-AVC é a própria heterogeneidade das sequelas da doença. Portanto, o que se pretende nesta seção, não é apresentar uma formalização, mas um guia com os requisitos mínimos que devem ser contemplados no JS. Para tanto, é apresentado uma proposta de taxonomia (Figura 22) específica para auxiliar nos processos de projeto e desenvolvimento de JS para reabilitação pós-AVC.

5.3.1 Taxonomia de Jogos Sérios para Reabilitação pós-AVC

A taxonomia possibilita descrever, identificar e classificar os jogos de acordo com as suas características. Uma das primeiras taxonomias para JS foi proposta por Sawyer e Smith (2008) e serviu como referência para novas propostas. Devido a diversidade de áreas de aplicação dos JS, muitos estudos começaram a propor taxonomias específicas por área, como em um recente

Figura 22 - Taxonomia de JS para reabilitação pós-AVC



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

trabalho de Rego, Moreira e Reis (2018), em que é proposto uma taxonomia de JS na reabilitação da saúde. Entretanto, a própria área da saúde tem muitas subáreas, cada uma com suas especificidades, o que dificulta a generalização de um modelo de classificação. Assim, nesta seção, será apresentada uma proposta mais específica: uma taxonomia de JS para reabilitação pós-AVC. Esta taxonomia foi inspirada na proposta de Rego, Moreira e Reis (2018), porém modificada e adaptada para a reabilitação pós-AVC, sendo dividida em 8 dimensões: Área de Aplicação, Ambiente, Portabilidade, Gênero, Adaptabilidade, Dispositivo de Entrada, Feedback e Avaliação. Cada dimensão está associada a um conjunto de características que serão detalhadas a seguir.

5.3.1.1 Área de Aplicação

Os comprometimentos causados pelo AVC podem ser muito variados, mas de forma geral pode ser dividido em dois grandes grupos: motor e cognitivo. O comprometimento motor é o mais comum e acomete cerca de 80% dos pacientes (LANGHORNE, 2009), sendo caracterizado pela perda ou limitação no controle muscular que afeta o movimento e/ou a mobilidade. Tipicamente afetam os músculos da face, membros superiores e inferiores, o que implica em mudanças significativas na qualidade de vida dos pacientes. Por isso, o foco principal dos fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais na reabilitação do AVC é a recuperação do movimento e das funções associadas. O comprometimento cognitivo pós-AVC também é comum, sendo observado em 40 a 70% dos pacientes (GODEFROY et al. 2011). As deficiências cognitivas são geralmente divididas em vários domínios, que incluem: Atenção, Memória, Função Executiva, Percepção e Linguagem.

5.3.1.2 Ambiente

O ambiente está relacionado com a dimensão espacial do jogo e pode ser dividido em 2 dimensões (2D) e 3 dimensões (3D). A escolha do ambiente tem relação direta com os requisitos terapêuticos definidos pelos especialistas. Um recente trabalho de Lledó e colaboradores (2016) fez uma análise comparativa de tarefas 2D e 3D para terapias de realidade virtual baseadas na neuroreabilitação assistida por robô para pacientes pós-AVC. Os autores concluíram que o uso de ambientes 2D pode ser mais adequado para reabilitação de membros superiores em termos de precisão na realização de trajetórias cinemáticas ótimas. Em outro estudo conduzido por Clemenson e Stark (2015), foram analisados os efeitos de um jogo 2D e outro 3D na memória

associada ao hipocampo, que faz parte do sistema límbico e ajuda a memória espacial e a transição de informações da memória de curto prazo para memória de longo prazo. Os resultados foram melhores para o jogo 3D, o que sugere que o aspecto espacial do ambiente (mais complexo) pode ter uma influência específica no comportamento dependente do hipocampo. Outro fator que deve ser avaliado na escolha do ambiente tem relação com a população alvo. Por exemplo, em pacientes idosos, é recomendado diminuir a complexidade do ambiente, pois jogos com aspectos espaciais mais detalhados, como os jogos 3D, podem aumentar a carga cognitiva, o que não é desejado para esta população.

5.3.1.3 Portabilidade

A portabilidade está relacionada com o local de uso dos jogos e foi classificada em ambiente clínico e doméstico. Os jogos desenvolvidos para ambiente clínico têm relação com as interfaces de interação com o jogo e com critérios de segurança para o paciente. Por exemplo, em jogos para reabilitação do equilíbrio existe o risco de quedas, sendo recomendado que o paciente seja supervisionado. Em jogos para reabilitação da força muscular, comumente são necessários equipamentos customizados para uso em ambiente clínico. Entretanto, é possível adaptar jogos desenvolvidos para ambiente clínico para uso domiciliar, desde que observado os requisitos de segurança para o paciente. Estudos baseados em evidência destacam que a reabilitação domiciliar é benéfica para os pacientes pós-AVC (MAYO, 2016). A reabilitação realizada em casa também exige menos recursos de equipamento e pessoal, melhora a adesão do paciente ao tratamento e gera menos custo ao sistema de saúde. Entretanto, vale reforçar a importância da terapia supervisionada para garantir que a reabilitação seja feita corretamente. Pirovano e colaboradores (2016) sugerem que, para aumentar a segurança terapêutica na reabilitação domiciliar, os jogos tenham um terapeuta “virtual” para orientar o paciente durante a execução das tarefas. A supervisão é fundamental, principalmente nos jogos em que os aspectos motores são críticos e podem comprometer o processo terapêutico, por isso é recomendado o acompanhamento domiciliar do terapeuta.

5.3.1.4 Gênero

A forma mais comum de classificação de jogos é categorizar dentre de gêneros (DJAOUTI, 2008). Dentre os gêneros mais encontrados se destacam os jogos de ação, aventura, simulação, esportes, estratégia, casual, educativos, entre outros. Cada gênero tem características

que os definem. Por exemplo, nos jogos de ação, o foco é na ação contínua do jogo, já os jogos de aventura, são baseados em histórias com enigmas e missões, por exemplo. Assim, são as características específicas que definem o gênero mais apropriado para o jogo. Portanto, apesar da diversidade de gêneros, nem todos são elegíveis para ser utilizado em reabilitação. Para a reabilitação pós-AVC, os gêneros devem ter relação com a área de aplicação (cognitiva e/ou motora). O Quadro 4 mostra os gêneros selecionados para reabilitação pós-AVC.

Quadro 4 - Gêneros dos jogos e suas características principais

Gênero	Características
Ação	Foco na ação contínua
Esporte	Paciente no papel do jogador
Estratégia	Raciocínio e planejamento
Exergame	Esforço físico, habilidade e capacidade motora
Outros	Características mistas ou não contempladas nos gêneros anteriores

Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

5.3.1.5 Adaptabilidade

Na área da reabilitação, a possibilidade de customização (adaptabilidade) dos jogos é fundamental para o sucesso do processo terapêutico. Uma das principais limitações para a utilização de jogos comerciais na reabilitação pós-AVC é a falta de ajustes para as necessidades de cada paciente. Por exemplo, em pacientes hemiparéticos, o nível da perda de força e controle muscular pode variar significativamente em função da área e da extensão da lesão. Assim, um jogo que tem uma interface de controle baseada na força muscular, por exemplo, deve necessariamente ser configurado (calibrado) de acordo com o nível de força do paciente. A adaptabilidade pode ocorrer na fase pré-jogo ou durante o jogo. Na fase pré-jogo os ajustes são manuais e podem incluir configurações de jogabilidade e calibração de parâmetros biomecânicos e/ou fisiológicos relacionados com a interface de controle. Os ajustes durante o jogo (adaptabilidade dinâmica) podem ser feitos de forma automática (sistema) ou manual (terapeuta).

5.3.1.6 Dispositivo de Controle

A forma como o jogo é controlado está relacionada com a função que se deseja reabilitar e com o grau de limitação do paciente. Os dispositivos de controle descritos na taxonomia proposta possibilitam atender pacientes com variados graus de limitação motora. Dispositivos convencionais como teclado, mouse e joystick, embora possam ser utilizados na reabilitação, podem não ser elegíveis para pacientes com limitação motora severa. As interfaces naturais de usuário são baseadas em elementos naturais de interação humana, como gestos, movimentos corporais, toque, fala e visão. Os dispositivos biomecânicos e fisiológicos fazem parte de categorias de *biofeedback* em reabilitação física. O *biofeedback* biomecânico é utilizado na reabilitação do movimento, controle postural e força muscular, e o fisiológico está relacionado ao controle neuromuscular, cardiovascular e respiratório. A categoria Multimodal combina mais de um tipo de dispositivo de controle.

5.3.1.7 Feedback

De maneira geral, o *feedback* em um jogo pode ser entendido como uma resposta gerada pelo jogo (sistema) em função de uma determinada ação do jogador. Em jogos para reabilitação esta resposta também pode ser gerada pelo terapeuta. Por exemplo, em um exercício de equilíbrio, o terapeuta pode orientar através do reforço verbal, que o paciente mantenha uma distribuição simétrica do peso corporal, não incline a coluna e não dobre os joelhos, evitando assim, que a terapia seja mais prejudicial do que benéfica.

O *feedback* pode ocorrer de modo instantâneo ou cumulativo. O *feedback* instantâneo tem a finalidade de reforçar, no momento em que ocorrem, determinadas ações no jogo que são desejadas e/ou que devem ser evitadas. O *feedback* cumulativo tem relação com o retorno sobre o desempenho do jogador, que pode ocorrer durante o jogo (intra-jogo) ou após o jogo (extra-jogo). A forma como as respostas são apresentadas ao paciente podem ser visuais, auditivas, hápticas ou multimodais (mais de uma forma).

5.3.1.8 Avaliação

Assim como nas terapias convencionais, a reabilitação com JS visa melhorar a condição de saúde do paciente, e a forma mais comum de avaliar a sua evolução clínica é por meio de testes clínicos, em que o paciente é avaliado antes e depois do período de terapia. Em geral,

essa avaliação depende fundamentalmente da experiência do terapeuta, que pode identificar se a terapia está sendo efetiva. Assim, neste trabalho é proposto uma nova maneira de avaliar o paciente: com base na pontuação (score) do jogo. Segundo Goble, Cone e Fling (2014), nas abordagens terapêuticas baseadas em jogos digitais não existe uma relação bem estabelecida entre o score do jogo e a avaliação clínica do paciente. Em geral, o score tem apenas finalidade motivacional e pode não ter relação com o desempenho clínico. Assim, o projeto adequado do score pode ser uma solução para avaliar o progresso terapêutico do paciente ao longo da terapia. Na taxonomia proposta, o score tem função clínica e motivacional. O score clínico pode ser utilizado pelo terapeuta para avaliação do progresso terapêutico do paciente. O score motivacional tem o objetivo de auxiliar o paciente a perceber a sua evolução clínica (desempenho) ao longo da terapia e reforçar ações esperadas no jogo relacionadas aos objetivos terapêuticos. Os resultados da avaliação podem ser diretos e/ou derivados, na forma de números ou gráficos. Os resultados diretos podem ser observados no próprio JS. Os resultados derivados são obtidos dos dados gerados pelo JS, podendo ser apresentados por meio de análise estatística ou pela interpretação do terapeuta.

5.4 DISPOSITIVO BIOMÉDICO

As diferentes limitações motoras constituem um importante fator de restrição nas terapias com jogos digitais. Entretanto, o avanço tecnológico em anos recentes possibilitou a criação de novas interfaces de controle baseadas nas ações naturais do ser humano, como movimento do corpo, toque e voz. Estas novas interfaces favoreceram o uso dos videogames na área da reabilitação (ERAZO; PINO, 2014), mas a diversidade de comorbidades ainda pode limitar o uso delas. Assim, uma tendência em jogos para reabilitação é o desenvolvimento de novas interfaces de controle específicas e adaptáveis ao paciente, como interfaces baseadas em sinais biológicos e biomecânicos.

5.5 ESCORE

A definição do sistema de pontuação (score) é um processo empírico e exige a participação efetiva dos especialistas envolvidos no projeto do jogo. Nos diversos estudos correlatos analisados ao longo deste trabalho foi observado que não existe a preocupação em relacionar a pontuação do jogo com a avaliação clínica do paciente. Embora a pontuação esteja relacionada com o desempenho do jogador, ela pode não representar o mesmo desempenho

clínico, ou seja, o paciente pode melhorar a pontuação no jogo e não apresentar uma melhora clínica compatível.

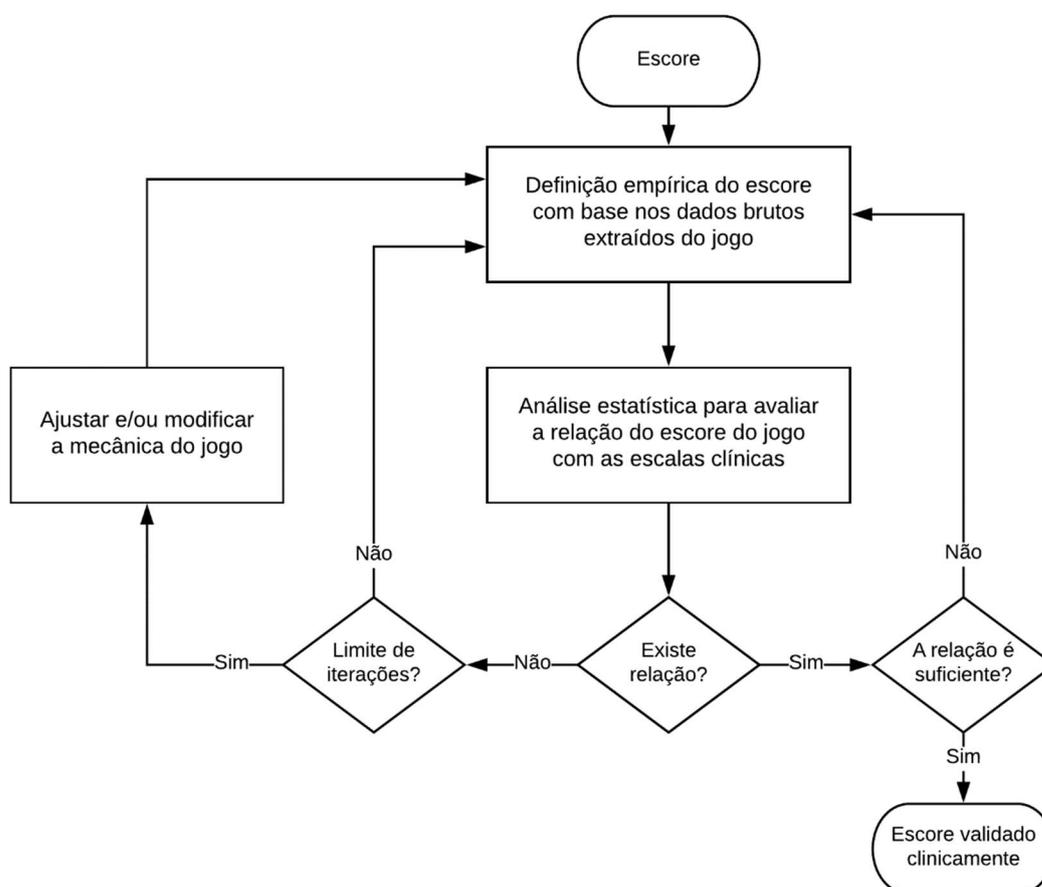
Uma hipótese deste trabalho é de que existe uma relação entre a pontuação do jogo e o estado clínico do paciente. Para tanto, o projeto do jogo deve considerar todos os aspectos importantes da reabilitação e relacionar estes aspectos com os elementos do jogo. São estes elementos que compõem a mecânica do jogo e que sustentam a sua dinâmica. Segundo Adams e Dormans (2012), mecânicas de jogo são as regras, processos e dados no coração de um jogo. A definição adequada dos elementos do jogo é fundamental para a construção do sistema de pontuação. Se existe relação entre os elementos da reabilitação e do jogo, é plausível que exista relação entre a pontuação do jogo e a avaliação clínica do paciente. Com base nessa premissa, foi elaborado um roteiro para construção da pontuação do jogo, como segue. A Figura 23 mostra o fluxograma (detalhado nos itens 1 a 4) que representa o processo de criação do escore.

- 1) Definição empírica do escore com base nos dados brutos extraídos do JS. Estes dados podem ser elementos do jogo, como número de erros e acertos em uma tarefa, e/ou dados provenientes dos dispositivos de entrada, como ângulo de inclinação de um sensor de movimento.
- 2) Análise da relação do escore do jogo com os dados de avaliação clínica dos pacientes. Podem ser utilizadas técnicas estatísticas, como análise de correlação e regressão, para determinar o grau de associação entre as variáveis de interesse. A magnitude do coeficiente de correlação, por exemplo, indica a força da associação entre duas variáveis. Já as técnicas de regressão, visam construir modelos (equações) que descrevem a relação entre as variáveis explicativas de um determinado processo. Assim, por exemplo, é possível construir um modelo de uma escala clínica (variável dependente) a partir de dados extraídos do jogo (variáveis independentes). Os valores mínimos aceitáveis para a relação entre o escore e as variáveis clínicas são definidos pelos especialistas.
- 3) Se não existe relação entre o escore e os dados clínicos, um novo escore deve ser proposto e uma nova análise é efetuada. É necessário que a nova relação convirja para o valor mínimo aceitável. Caso não haja convergência após um determinado número de iterações do processo (definido pelos especialistas), será necessário fazer

ajustes e/ou alterações na mecânica do jogo, pois, é provável que algum aspecto importante da terapia não tenha sido contemplado no projeto inicial.

- 4) Se existe relação entre escore e dados clínicos, os especialistas decidem se é necessário alterar o escore para melhorar a relação encontrada. Caso a relação atenda aos requisitos dos especialistas, o escore é validado clinicamente e pode ser utilizado como uma ferramenta para avaliação terapêutica.

Figura 23 - Fluxograma da construção empírica do Escore



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

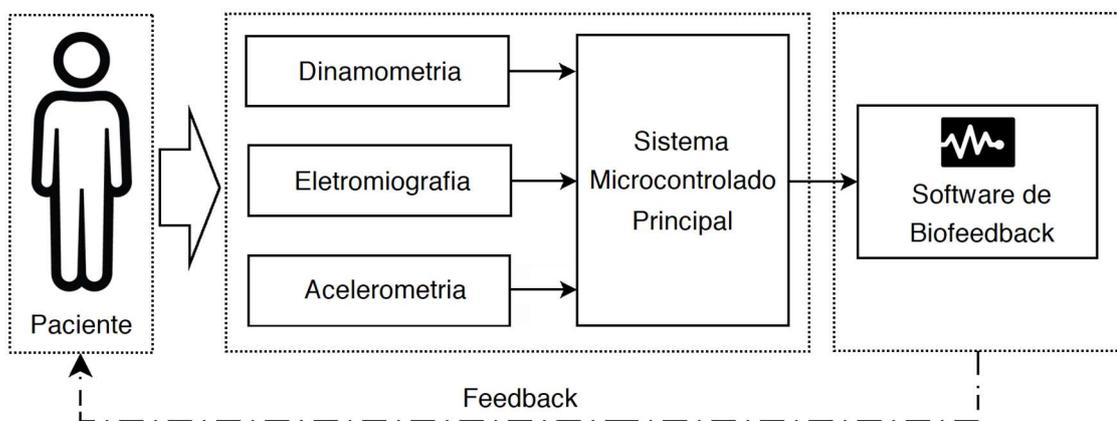
6 SISTEMA BIOMÉDICO INTEGRADO PARA AVALIAÇÃO E REABILITAÇÃO MOTORA DE PACIENTES HEMIPARÉTICOS POR AVC

Neste trabalho foi proposto uma estratégia que associa o uso do *biofeedback* ao treinamento de força e equilíbrio. Foi desenvolvido um sistema biomédico integrado baseado em *biofeedback* biomecânico (dinamometria e acelerometria) e fisiológico (eletromiografia), além de um software de *biofeedback* para a captura, armazenamento e visualização dos sinais biomecânicos e fisiológico (NOVELETTO et al., 2016c).

6.1 SISTEMA BIOMÉDICO INTEGRADO

O sistema biomédico proposto foi baseado nos aspectos abordados na seção anterior. Para fazer o treinamento e a avaliação da força muscular em aplicações de *biofeedback*, foram desenvolvidos hardware e software específicos, contendo: sistema dinamométrico; sistema eletromiográfico; sistema de acelerometria com sensor Natural (acelerômetro e giroscópio); sistema microcontrolado; e sistema computacional. Este sistema biomédico possibilita o uso de diferentes grandezas que estão relacionadas à função motora: atividade elétrica muscular, força muscular e movimento angular (NOVELETTO; SOARES; BERTEMES-FILHO, 2016), possibilitando atender variados tipos de limitações motoras, em diferentes fases da reabilitação. A Figura 24 mostra o diagrama de blocos com as unidades básicas do sistema.

Figura 24 - Diagrama geral do sistema de avaliação e treinamento motor

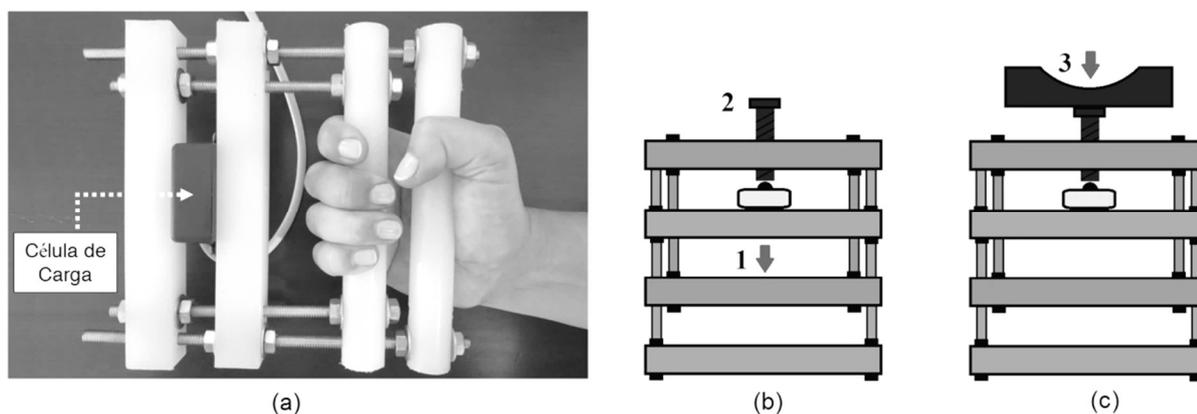


Fonte: produção do próprio autor, 2018.

6.1.1 Sistema de Dinamometria

Neste estudo, a força muscular é medida em condição isométrica por meio de células de carga. O dinamômetro projetado possibilita mensurar a força de preensão manual (*handgrip*) e grupos musculares (*handheld*) (NOVELETTO et al., 2014a). Para o teste de preensão manual, como mostrado na Figura 25, a força deve ser aplicada na posição (1). A empunhadura da mão também pode ser ajustada para otimizar o desempenho do teste (2). A força de grupos musculares deve ser mensurada aplicando a força na posição (3).

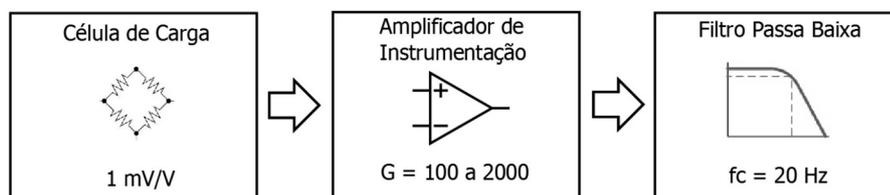
Figura 25 - Dinamômetro para mensuração de força de preensão manual e grupos musculares. a) Dinamômetro construído com destaque para a posição da célula de carga de compressão; b) Modo *handgrip*; c) Modo *handheld*



Fonte: produção do próprio autor, 2018.

A célula de carga utilizada tem capacidade máxima de 50 Kg e sensibilidade de 1 mV/V. O sinal é condicionado por um amplificador de instrumentação INA125 (Texas Instruments) e um filtro ativo passa baixa *Sallen-and-Key* com frequência de corte de 20 Hz (ROSALES e IBARRA, 2014). A razão entre a tensão de saída e a força aplicada é de 165 $\mu\text{V/g}$, e foi obtida por calibração com pesos padrão de 1, 5 e 10 kg. O ganho do amplificador pode ser ajustado de 100 a 2000. A Figura 26 mostra o diagrama de blocos do sistema de dinamometria.

Figura 26 - Diagrama de blocos do sistema de dinamometria, contendo: célula de carga, etapa de amplificação e etapa de filtragem



Fonte: produção do próprio autor, 2018.

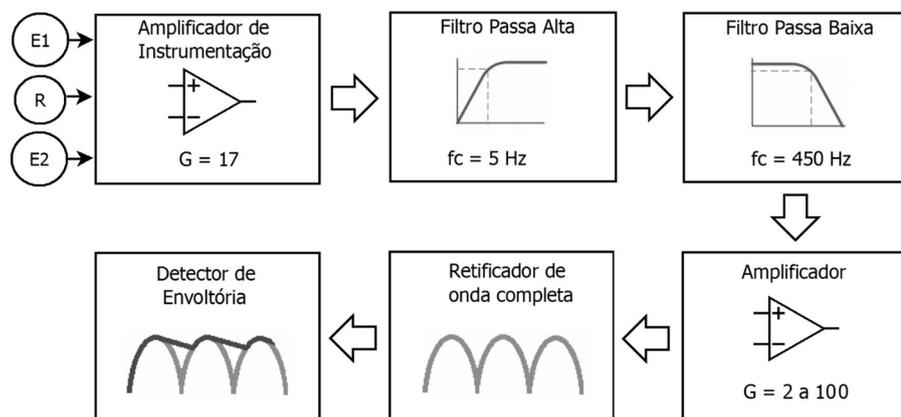
6.1.2 Sistema de Eletromiografia

A eletromiografia é uma importante ferramenta para a análise clínica da força muscular, podendo fornecer informações como o tempo para a ativação muscular, a duração e intensidade da ativação, entre outros (FERNANDO; BASMAJIAN, 1998). Embora amplamente conhecida e utilizada, trabalhar com sinais EMG não é uma tarefa trivial. Estes sinais têm característica aleatória, variando em amplitude de 0 a 10 mV e em frequência de 0 a 500 Hz, com predominância na faixa de 50 a 150 Hz (DE LUCA, 2002). Além disso, várias fontes de ruído elétrico causam interferência no sinal EMG, tais como os ruídos de origem fisiológicas, de fontes de energia elétrica e de artefato (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2002). O ruído de artefato é causado pelo movimento do eletrodo na pele e é considerado um dos problemas mais críticos na aquisição desse tipo de sinal.

Neste estudo, para captar a tensão proveniente da atividade elétrica muscular foram utilizados eletrodos de superfície descartáveis modelo Meditrace 200 (Kendall). O circuito para condicionamento do sinal EMG foi desenvolvido com base nas especificações recomendadas pelo projeto SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*), do Programa de Pesquisa em Saúde Biomédica da Comunidade Europeia (HERMENS et al., 1999). A Figura 27 mostra o diagrama geral do circuito de condicionamento de sinal eletromiográfico, que é composto por um amplificador de instrumentação INA118 e circuitos auxiliares para filtragem, amplificação, retificação e alisamento do sinal. Para os circuitos auxiliares foi utilizado o amplificador operacional OPA2333 (Texas Instruments). O sinal captado pelos eletrodos é amplificado pelo INA118 com um ganho igual a 17. Após a primeira etapa de amplificação é usado um filtro passa alta do tipo *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte de 5 Hz e, em sequência, um filtro passa baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte em 450 Hz. Depois de filtrado, o sinal é retificado,

amplificado novamente com ganho ajustável (2 a 100) e suavizado por um detector de envoltória com frequência de corte ajustável.

Figura 27 - Diagrama do sistema de eletromiografia (E1, E2 e R são eletrodos de superfície)



Fonte: produção do próprio autor, 2018.

6.1.3 Sistema de Acelerometria

A acelerometria é amplamente utilizada na área da saúde para análise do movimento humano. As principais aplicações são em análise de marcha, postura e equilíbrio. Uma importante informação relacionada à acelerometria é o movimento angular. Nos protocolos para análise de força muscular, a informação de ângulo dos segmentos corporais em estudo é fundamental. No protocolo de teste de prensão manual de grande parte dos artigos científicos, utiliza-se a posição recomendada pela Sociedade Americana de Terapeutas da Mão, com o indivíduo posicionado sentado com o ombro abduzido e neutramente rodado, cotovelo fletido a 90° , antebraço e punho em posição neutra (SOARES et al., 2012). Alterações nessas posições afetam as medidas de força.

Para o sistema de acelerometria foi utilizado o módulo de sensores inerciais baseado no chip MPU-6050 (Invensense), sendo composto por um acelerômetro e um giroscópio, com três eixos cada, resultando em um sistema com 6 graus de liberdade. Os valores de aceleração linear e velocidade angular gerados pelo acelerômetro e giroscópio, respectivamente, são digitalizados a uma taxa de amostragem de 1 kS/s, com resolução de 16 bits para cada eixo. Os dados de movimento angular são calculados internamente pelo módulo que executa algoritmos complexos para a fusão dos dados do acelerômetro e giroscópio. A comunicação com o módulo é através do protocolo de comunicação I2C.

6.1.4 Sistema Microcontrolado

Este sistema utiliza uma placa de desenvolvimento *Arduino Due*, que é baseada no processador ARM CortexM3 de 32 bits da Atmel, sendo responsável pela digitalização dos sinais analógicos provenientes dos sistemas de dinamometria e eletromiográfico e pela aquisição dos valores de aceleração e velocidade angular do módulo de sensores inerciais. Os sinais analógicos são digitalizados com resolução de 12 bits, com taxa de amostragem de até 1 Mbps. Foi desenvolvido um protocolo de comunicação no sistema microcontrolado que permite sua conexão com sistemas computacionais compatível com comunicação serial. O microcontrolador recebe um código (caractere ASCII) via interface serial e executa uma operação específica. O Quadro 5 mostra os códigos e a descrição das operações.

Quadro 5 - Códigos e descrição para as operações de aquisição dos sinais.

Código	Descrição
0	Aquisição dos sinais por 5 s
1	Aquisição dos sinais por 10 s
2	Aquisição dos sinais por 15 s
3	Aquisição dos sinais por 20 s
4	Aquisição dos sinais por 25 s
5	Aquisição dos sinais por 30 s
t	Aquisição dos sinais apenas 1 vez
z	Inicia a aquisição contínua dos sinais
f	Finaliza a aquisição contínua dos sinais
g	Aquisição somente do sinal EMG apenas 1 vez
h	Aquisição somente do sinal de dinamometria apenas 1 vez
k	Aquisição somente dos sinais de acelerometria apenas 1 vez

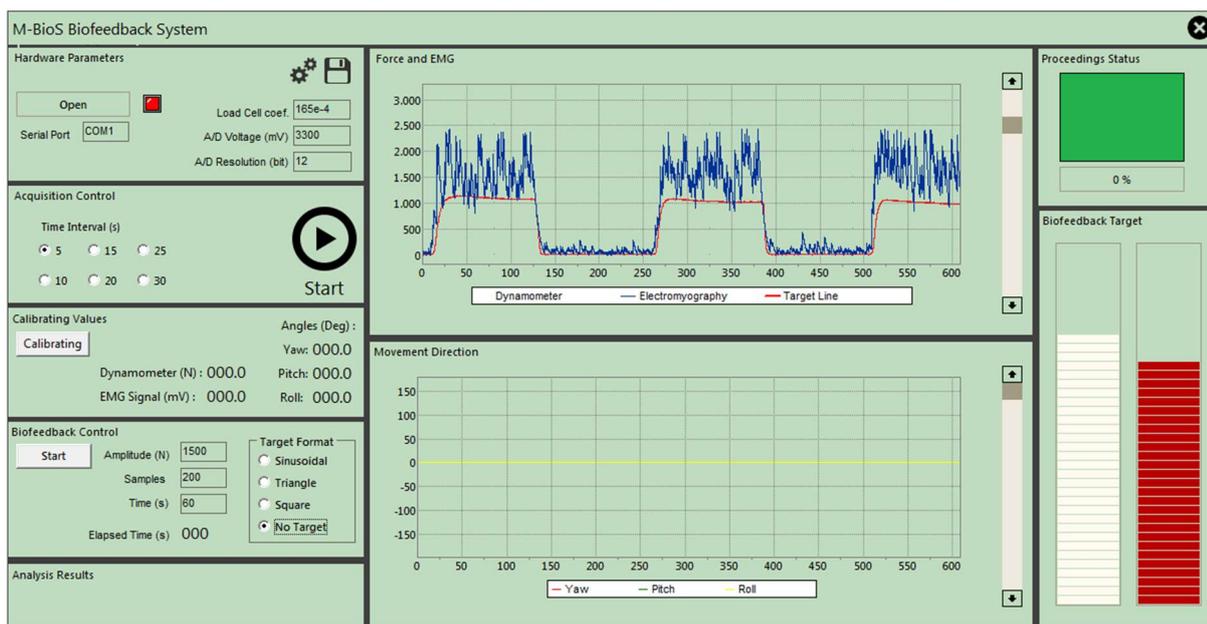
Fonte: produção do próprio autor, 2018.

O valor retornado pelas operações com todos os sinais para cada conversão é um *string* em formato alfanumérico, como por exemplo, *a1220b355x0y60z0*, em que: (*a*) representa o sinal EMG com valor igual a 1220; (*b*) representa o sinal de dinamometria com valor igual a 355; (*x*) representa o ângulo do eixo x com valor igual a 0; (*y*) representa o ângulo do eixo y com valor igual a 60; e (*z*) representa o ângulo do eixo z com valor igual a 0. Da mesma forma, as operações *g*, *h* e *k*, retornam somente os respectivos valores dos sinais desejados.

6.1.5 Sistema Computacional

O software foi desenvolvido em linguagem Delphi e é compatível com sistema operacional Microsoft Windows. O software possibilita a configuração de parâmetros relacionados ao hardware conectado, como: coeficiente para a curva de força da célula de carga, o que possibilita a utilização de células de carga de diferentes capacidades; tensão de referência e resolução do conversor A/D; e comunicação serial (NOVELETTO; SOARES; BERTEMES-FILHO, 2016). Em relação às funcionalidades, o software possui: função de zoom para análise visual detalhada do sinal capturado; função de calibração para inicialização da aquisição; e função de *biofeedback*, na qual o terapeuta pode configurar um sinal alvo que o paciente deve seguir. A Figura 28 mostra a tela principal do software para visualização, análise e armazenamento dos dados coletados de força, EMG e sensores inerciais.

Figura 28 - Tela principal do software desenvolvido para análise da força muscular e biofeedback

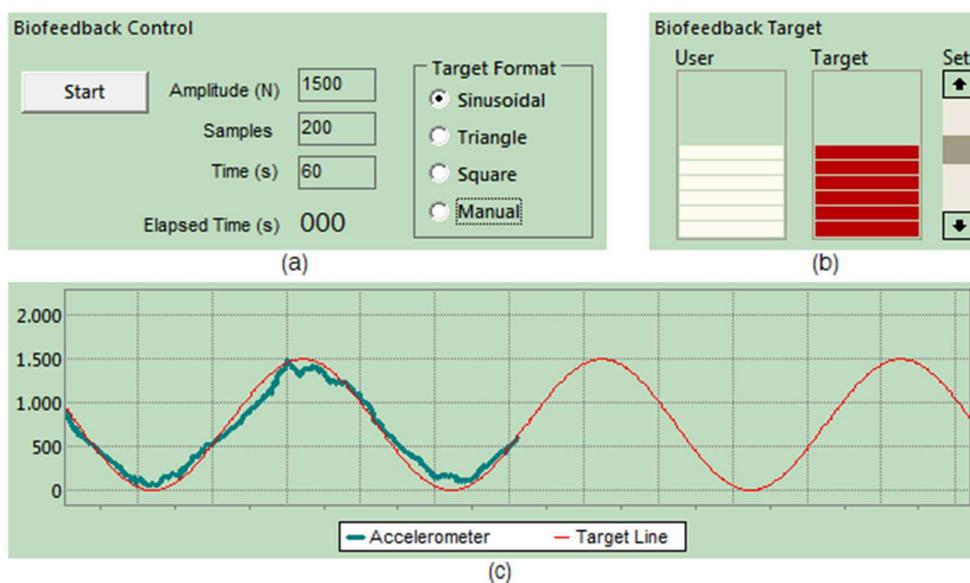


Fonte: produção do próprio autor, 2018.

Outra característica importante do sistema proposto é a possibilidade de *biofeedback* orientado pelo terapeuta. Neste modo, o terapeuta pode ajustar o alvo (objetivo) que deve ser seguido pelo paciente. Na Figura 29 são mostradas as funções de controle do modo de *biofeedback*, em que: (a) Configuração do sinal alvo e tempo da sessão. (b) Visualização da amplitude do sinal do usuário (*User*), amplitude do sinal alvo (*Target*) e ajuste manual de

amplitude do sinal alvo (*Set*). (c) Tela de uma sessão de *biofeedback* utilizando um sinal alvo senoidal.

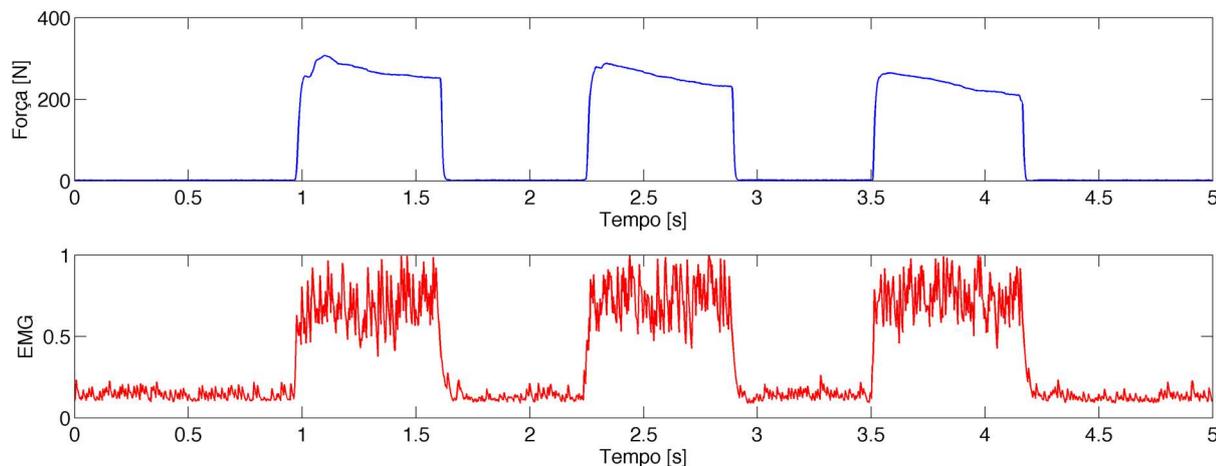
Figura 29 - Funções de controle do modo de biofeedback



Fonte: produção do próprio autor, 2018.

Embora seja possível visualizar diretamente no sistema os gráficos dos sinais em estudo, o mesmo não foi desenvolvido para análises específicas, como análises no domínio da frequência, por exemplo. Entretanto, o sistema permite salvar os dados coletados em formato texto, que pode ser importado por programas como o MATLAB (MATHWORKS, 2014). Essa funcionalidade é importante, pois as características da amplitude e frequência do sinal EMG de superfície são sensíveis a fatores intrínsecos, como o tipo de fibra muscular, e fatores extrínsecos, como a distância entre os eletrodos. Portanto, é comum a necessidade de adequar o sinal de acordo com o que se deseja investigar. A Figura 30 mostra a resposta temporal de um sinal de força e um sinal EMG normalizado no software MATLAB, proveniente de um mesmo teste de prensão manual, em que o sinal original de EMG (retificado) foi normalizado pelo valor de pico máximo.

Figura 30 - Resposta temporal de um teste de prensão gerados no MATLAB



Fonte: produção do próprio autor, 2018.

6.2 ANÁLISE DOS RESULTADOS

Os resultados apresentados nessa seção mostram as potencialidades do sistema proposto como ferramenta clínica para análise e *biofeedback* de força muscular. Uma característica importante do sistema é a capacidade de aquisição simultânea de sinais que podem ser associados a uma mesma tarefa. Para validação preliminar do sistema foram executados testes de prensão manual, conforme protocolo proposto pela Associação Americana dos Terapeutas de Mão (SOARES et al., 2012). A função de *biofeedback* foi utilizada em um exercício de dorsiflexão de tornozelo com o sistema de acelerometria acoplado a parte dorsal distal do pé. Os testes foram realizados por um sujeito do sexo masculino, sem histórico de disfunções neuromusculares, 44 anos de idade, 1,80 m de altura e 82 kg de peso corporal.

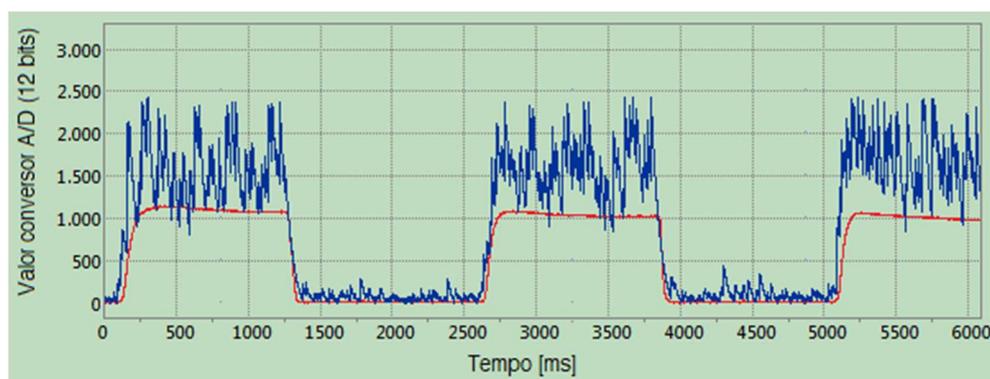
A validação do dinamômetro foi obtida com base na calibração feita com uma combinação de pesos padrão (1, 5 e 10 kg). Os valores registrados para o pico máximo de força em contração voluntária máxima, de acordo com o protocolo proposto, foram comparados com os valores registrados em um dinamômetro portátil da marca CAMRY (modelo EH101). Os resultados foram satisfatórios e pequenas variações de valores podem ser atribuídas a diferenças ergonômicas entre os dispositivos.

Para o sistema de eletromiografia, os eletrodos foram posicionados conforme recomendação do SENIAM (HERMENS et al., 1999) e os sinais foram adquiridos em testes de prensão manual. Em sistemas EMG, a comparação entre dispositivos não é trivial e pode ser comprometida por vários fatores intrínsecos e extrínsecos. Embora seja difícil a comparação direta, é possível comparar os resultados obtidos com valores normativos para sinais EMG. Nos

testes realizados, foi encontrado um valor médio de pico máximo do sinal EMG retificado de 1,6 mV. De Luca (2002) especifica que a faixa de valores para o sinal retificado pode variar de 0 a 10 mV (pico a pico) ou de 0 a 1,5 mV (RMS). A Figura 31 mostra um gráfico de um exercício de preensão manual em contração isométrica voluntária máxima, em que é possível observar que o sinal EMG inicia antes do sinal da força, indicando o início da ativação elétrica muscular aproximadamente 155 ms (valor obtido com o auxílio da função zoom) antes da produção de força pelo músculo. Em um trabalho correlato (SHIN; CHUNG, 2014) os autores encontraram valores médios de tempo de $144,7 \pm 31,9$ ms entre o início do sinal EMG (produção elétrica da força) e o sinal de dinamometria (produção mecânica da força).

Para avaliação do sistema de acelerometria, o módulo com os sensores inerciais foi acoplado ao dinamômetro e foram feitos testes de preensão manual com o punho em 3 diferentes posições. A Figura 32 mostra os resultados de força obtidos com essas posições, em que é possível observar que os valores máximos de força ocorrem na posição neutra do punho, conforme sugere o protocolo.

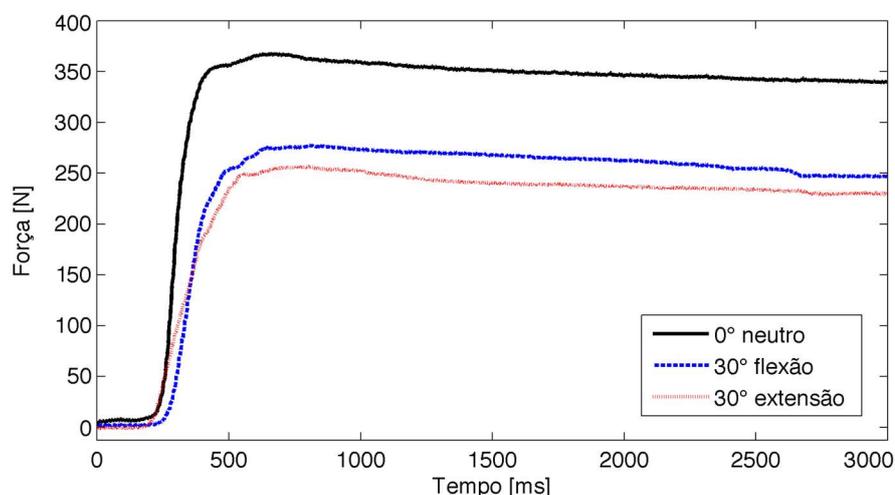
Figura 31 - Visualização da tela do software desenvolvido com o resultado de um teste de preensão manual para avaliação de força e atividade elétrica muscular do músculo palmar longo



Fonte: produção do próprio autor, 2018.

Os valores de força com o punho nas posições de flexão e extensão foram significativamente inferiores aos valores de força com o punho na posição recomendada, constatando a importância do correto posicionamento do punho. Os ângulos de inclinação foram calibrados com o auxílio de um goniômetro mecânico graduado em escala de 1° .

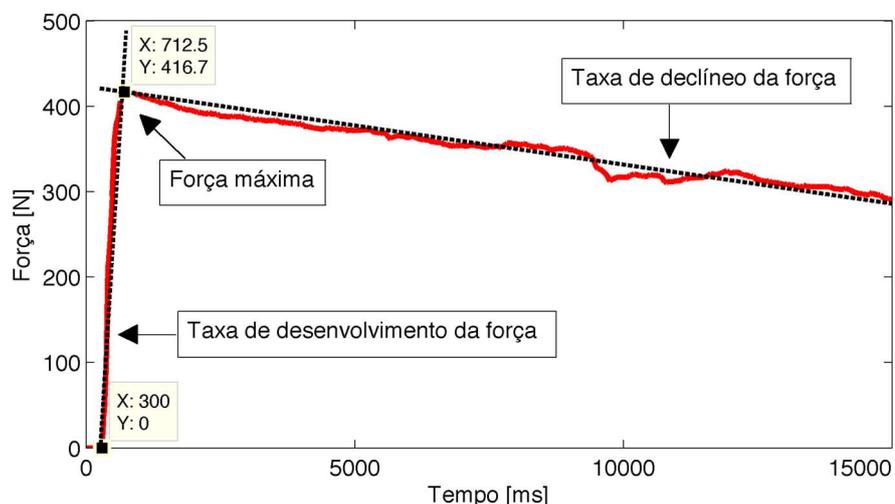
Figura 32 - Resultado de testes de prensão manual com o punho posicionado em 3 diferentes posições: em posição neutra a 0° , em posição de flexão a 30° e em posição de extensão a 30°



Fonte: produção do próprio autor, 2018.

Também foram analisados os dados provenientes da curva de força em um teste de força de prensão manual (mão dominante direita) em contração isométrica voluntária máxima durante 15 s. A Figura 33 mostra a curva de força e os principais dados para análise: força máxima, taxa de desenvolvimento da força e taxa de declínio da força. A força máxima registrada foi de 416,7 N. Dados normativos na literatura indicam valores de força de prensão manual de $461,1 \pm 93,2$ N (média e desvio padrão) para sujeitos saudáveis na faixa etária de 40 a 49 anos (MASSY-WESTROPP et al., 2011).

Figura 33 - Gráfico da curva de força de um exercício de prensão manual em contração isométrica voluntária máxima por 15 s

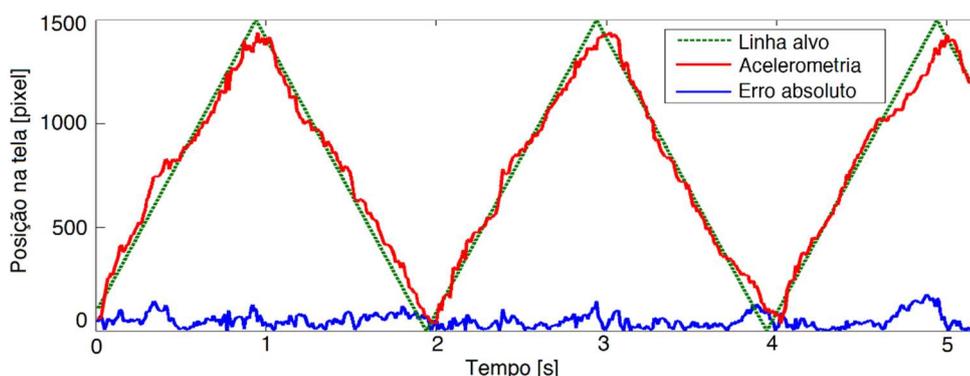


Fonte: produção do próprio autor, 2018.

É importante destacar que esses valores normativos podem variar de acordo com fatores antropométricos, etnia, entre outros. O tempo para atingir a força máxima foi de 412,5 ms com a máxima taxa de desenvolvimento da força ocorrendo nos primeiros 200 ms, sendo compatível com valores de referência encontrados na literatura (AAGAARD et al., 2002).

Para avaliação da função de *biofeedback* foi realizado um exercício de dorsiflexão de tornozelo com o sistema de acelerometria acoplado ao pé conforme descrito no início desta seção. Com o sujeito sentado em uma cadeira, pés apoiados no chão e o acelerômetro acoplado ao pé, o objetivo era seguir a linha alvo movimentando o pé em dorsiflexão com o calcanhar junto ao chão. A Figura 34 mostra um gráfico gerado no software MATLAB de uma seção do exercício, em que é possível observar a trajetória (inclinação) do sistema de acelerometria.

Figura 34 - Teste de dorsiflexão do pé com um sinal alvo triangular



Fonte: produção do próprio autor, 2018.

O erro absoluto mostrado no gráfico é um exemplo de um parâmetro que pode ser utilizado para avaliação do desempenho do paciente. Este mesmo exercício também pode ser feito com o dinamômetro. O ajuste da amplitude do sinal alvo é possível para adaptar o sistema de acordo com a limitação do paciente. Outra aplicação possível para o sistema de acelerometria é o teste de equilíbrio, sendo possível, por exemplo, acoplar o dispositivo em uma prancha de propriocepção para treinamento de equilíbrio (NOVELETTO et al., 2015b). Neste caso, o paciente seguiria a linha alvo usando o equilíbrio de seu corpo sobre a prancha.

6.3 DISCUSSÃO E CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO

O *biofeedback* é o uso de instrumentação eletrônica para detectar e realimentar os sinais biológicos oriundos do próprio paciente, permitindo assim, obter melhor controle voluntário sobre a ação ou comportamento desejado (ROBINSON; SNYDER-MACKLER, 2002). No

biofeedback é utilizado o condicionamento operante, uma técnica de aprendizado associativo que exige envolvimento direto e constante do paciente (SOARES et al., 2003). No treinamento, o estímulo vem imediatamente após uma resposta, sendo um reforço positivo, e este, definido como um evento que aumenta a frequência de uma resposta à qual se seguiu (BRUCKER; BULAEVA, 1996). Embora alguns pacientes não sejam elegíveis para uso da técnica, devido ao comprometimento cognitivo e ou emocional, grande parte dos pacientes adere ao tratamento quando o terapeuta usa recursos que geram motivação no treinamento.

O uso do *biofeedback* tem se mostrado uma abordagem terapêutica eficiente, sendo favorecida pelo desenvolvimento de novos dispositivos eletrônicos e com o uso de jogos digitais (MAKWANA; GUPTA, 2014; CONVERSE et al., 2013) e JS (WATTANASOONTORN et al., 2013). Slijper e colaboradores (2014) salientam que o uso de jogos em reabilitação melhora a motivação para o tratamento e favorece a redução do tempo de reabilitação do paciente.

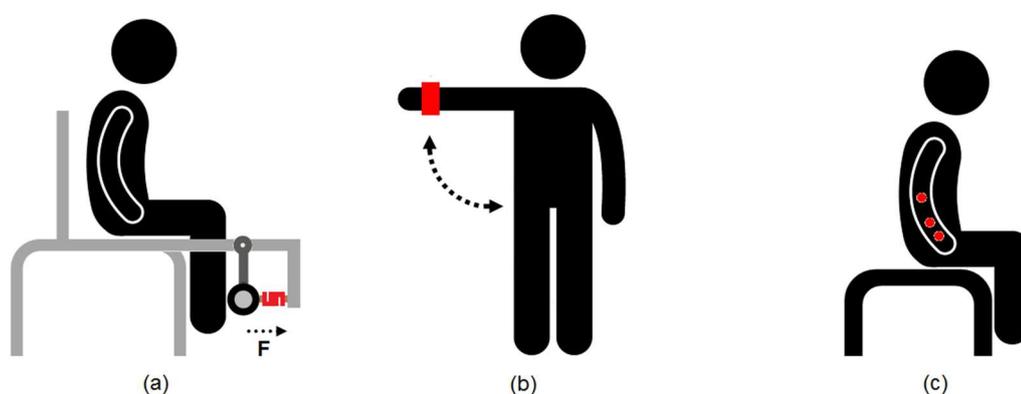
Além disso, a análise dos sinais biomédicos relacionados à força muscular pode auxiliar a identificar importantes relações patológicas. Um estudo com cerca de 140 mil participantes concluiu que o teste de força de preensão manual pode ser um instrumento simples e importante na predição de doenças cardiovasculares (LEONG, 2015).

Neste sentido, foi desenvolvido um sistema biomédico para análise e treino de força muscular. O projeto de hardware para condicionamento dos sinais de dinamometria e EMG foi baseado nas considerações descritas na literatura. Os testes preliminares com o sistema proposto atenderam aos requisitos especificados no projeto, sendo possível coletar simultaneamente diferentes sinais (biomecânicos e fisiológico) referentes a força muscular. Embora existam equipamentos comerciais que podem ser adequados para a coleta simultânea destes sinais, em geral, o custo é elevado, além de possuir software proprietário que não permitem o acesso aos dados brutos (não tratados) do sistema. O sistema apresentado nesse trabalho é de baixo custo e permite o acesso aos dados coletados, o que amplia as possibilidades de aplicação em ambiente clínico por meio do desenvolvimento de softwares específicos.

A funcionalidade de *biofeedback* orientado pelo terapeuta é uma importante ferramenta de treinamento e avaliação da função muscular. Os dados gerados pelo sistema desenvolvido podem ser exportados, o que possibilita ao terapeuta fazer análises específicas através de ferramentas computacionais como o software MATLAB. O protocolo de comunicação desenvolvido permite que outros sistemas computacionais se comuniquem com o hardware através de uma conexão USB. Isso possibilita desenvolver interfaces computacionais para aplicações biomédicas para usos diversos, como por exemplo, em JS controlado por

biofeedback (NOVELETTO et al., 2016a; NOVELETTO et al., 2016b; NOVELETTO et al., 2015a) e sistemas específicos para reabilitação motora (NOVELETTO et al., 2016c, NOVELETTO et al., 2015). A Figura 35 mostra algumas possibilidades de uso do sistema biomédico apresentado como interface de controle para um JS, como por exemplo: a) Controle por dinamometria usando o músculo quadríceps femoral; b) Controle por acelerometria para adução e abdução do ombro; c) Controle por EMG usando o músculo palmar longo.

Figura 35 - Possibilidades de interfaces de controle do sistema biomédico



Fonte: produção do próprio autor, 2018.

O sistema desenvolvido também pode ser adaptado/modificado para uso em sistemas portáteis (sem a necessidade do computador), como por exemplo, em um sistema para monitoramento de posição angular corporal (NOVELETTO et al., 2015), modificando apenas o código no sistema microcontrolado.

Por fim, vale destacar que o sistema biomédico apresentado neste capítulo serviu como base para construção dos dispositivos de controle utilizados nos JS apresentados nos próximos capítulos.

7 SISTEMA BIOMÉDICO PARA AVALIAÇÃO E REABILITAÇÃO DO EQUILÍBRIO EM PACIENTES HEMIPARÉTICOS POR AVC

Neste trabalho foi avaliado os efeitos terapêuticos de um sistema biomédico baseado em um JS desenvolvido para avaliação do equilíbrio e treinamento de pacientes hemiparéticos por AVC. O sistema consiste de uma prancha de equilíbrio com sensores inerciais e um sistema computacional que executa o JS *myBalance*. Foi desenvolvido um sistema de pontuação (score) para avaliação de equilíbrio baseado nas informações extraídas do JS. Foi realizado um estudo quase experimental, em que seis pacientes hemiparéticos participaram de um programa de exercícios usando o JS, duas vezes por semana, durante 10 semanas. Doze indivíduos saudáveis, sem disfunção de equilíbrio, foram recrutados para determinar valores referenciais para o equilíbrio usando o sistema proposto. Tamanhos do efeito (d) significativos foram observados para o equilíbrio dinâmico ($d=0,9$), mobilidade funcional ($d=0,4$) e centro de deslocamento de pressão da prancha de equilíbrio ($d=1,9$). As correlações significativas entre as pontuações do jogo e as escalas clínicas sugerem que o sistema de avaliação do equilíbrio é viável. Os resultados deste estudo reforçam o potencial clínico do sistema proposto para reabilitação do equilíbrio de pacientes hemiparéticos por AVC.

7.1 MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo quase experimental foi aprovado pelo Comitê de ética de pesquisa com seres humanos, número de protocolo CAAE 45881615.9.0000.0118 (Anexo F). Foram selecionados seis indivíduos hemiparéticos por AVC (4 mulheres e 2 homens) para o grupo experimental (GE), com idade média de $54,5 \pm 9,7$ anos e tempo médio da ocorrência do AVC de $55,0 \pm 38,4$ meses. Os critérios de inclusão para o GE foram: hemiparesia crônica por AVC (tempo ≥ 6 meses); 18 anos de idade ou mais; capacidade de andar de forma independente, mesmo usando dispositivo de auxílio a marcha. Os critérios de exclusão para o GE foram: pacientes hemiplégicos; hemiparesia devido a outras patologias; pacientes com grave deficiência visual e/ou auditiva, afasia sensorial e déficit cognitivo. Todos os indivíduos eram pacientes da Clínica Escola de Fisioterapia da Faculdade Guilherme Guimbala, Joinville/SC, Brasil. Doze indivíduos saudáveis (6 mulheres e 6 homens), com idade média de $56,1 \pm 4,9$ anos, pareados por sexo e idade, foram selecionados para o grupo de referência (GR) a fim de obter valores

referenciais de pessoas saudáveis para o teste de equilíbrio dinâmico proposto neste estudo. Os indivíduos saudáveis eram funcionários da mesma faculdade.

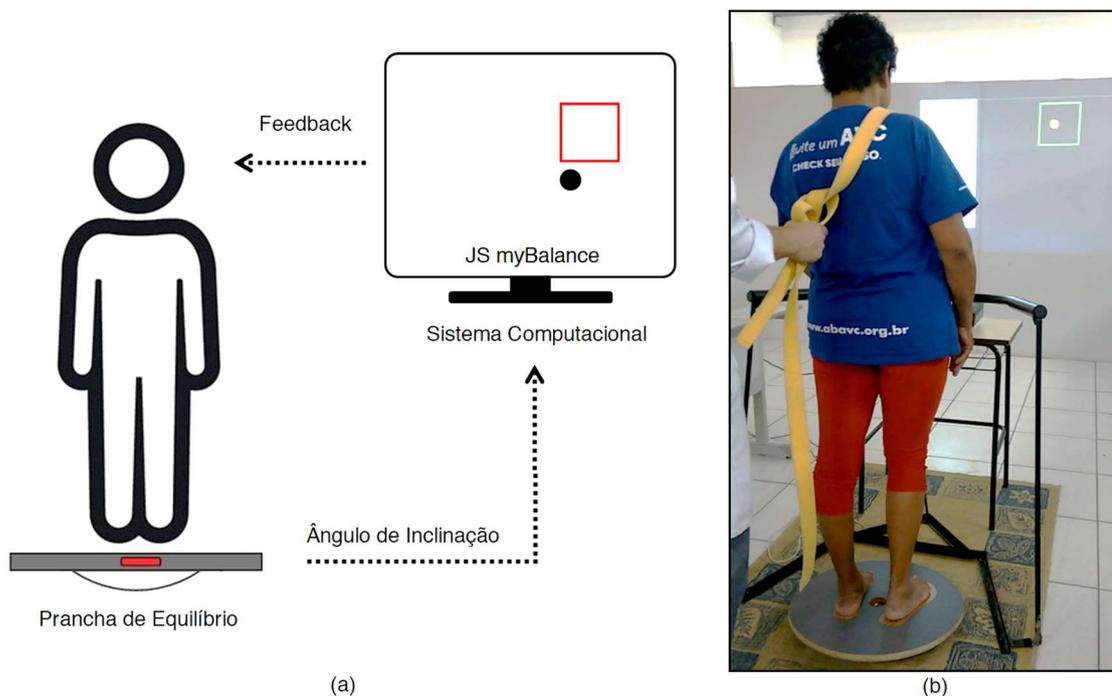
Os participantes do GE foram submetidos a protocolos de avaliação do nível cognitivo (somente na fase de recrutamento - ver Anexo A), equilíbrio funcional (estático e dinâmico), mobilidade funcional, teste de força bilateral para o grupo muscular quadríceps femoral (MQF), percepção da qualidade de vida e ao protocolo de avaliação do equilíbrio utilizando do JS desenvolvido. A Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) foi usada para avaliar o equilíbrio funcional. Esta escala envolve a realização de 14 atividades relacionadas às AVD (TYSON e DE SOUZA, 2004). Cada atividade é avaliada em uma escala ordinal de 5 pontos que varia de 0 a 4, com 0 indicando o nível mais baixo da função e 4 o nível mais alto da função (ver Anexo B). A pontuação varia de 0 a 56 pontos, e quanto maior a pontuação, melhor o controle postural. O *Timed Up and Go Test* (TUGT) foi usado para avaliar a mobilidade funcional. O teste consiste em medir o tempo decorrido para o paciente levantar-se de uma cadeira, caminhar em linha reta por 3 metros, girar, caminhar de volta a cadeira, e sentar-se. (HAFSTEINSDÓTTIR, RENSINK e SCHUURMANS, 2014).

A força muscular do grupo muscular quadríceps femoral (MQF) foi mensurada bilateralmente com um dinamômetro articular portátil (NOVELETTO, 2014a), conforme protocolo proposto por Bohannon (1997). Foram realizados três testes de Contração Isométricas Voluntárias Máximas (CIVM) de cinco segundos cada, separadas por um período de descanso de um minuto. A maior medida de força foi utilizada para a análise pós-processamento. O questionário Perfil de Saúde de Nottingham (PSN) (TEIXEIRA-SALMELA et al., 2004) foi usado para avaliar a percepção de qualidade de vida dos pacientes. O PSN (ver Anexo E) é um questionário auto administrado que fornece uma medida simples da saúde física, social e emocional do indivíduo.

Software e hardware foram desenvolvidos para avaliação e reabilitação do equilíbrio (NOVELETTO et al., 2015a). O sistema consiste de uma prancha de equilíbrio instrumentada com um módulo de sensores inerciais, um sistema microcontrolado, e um sistema computacional que executa o JS *myBalance*.

A Figura 36a mostra uma visão geral do sistema e a Figura 36b mostra o aparato experimental utilizado. Por motivo de segurança, o fisioterapeuta segura uma faixa de tecido presa ao tronco do paciente (Figura 36b) para evitar quedas e melhorar a sensação de segurança do paciente, mas sem influenciar nos exercícios de equilíbrio. Os participantes do GE não sofreram qualquer outra terapia de reabilitação que poderia influenciar a avaliação do equilíbrio durante a etapa do estudo clínico.

Figura 36 - (a) Diagrama do sistema de treino e avaliação do equilíbrio. (b) Configuração experimental



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

7.1.1 Prancha de Equilíbrio

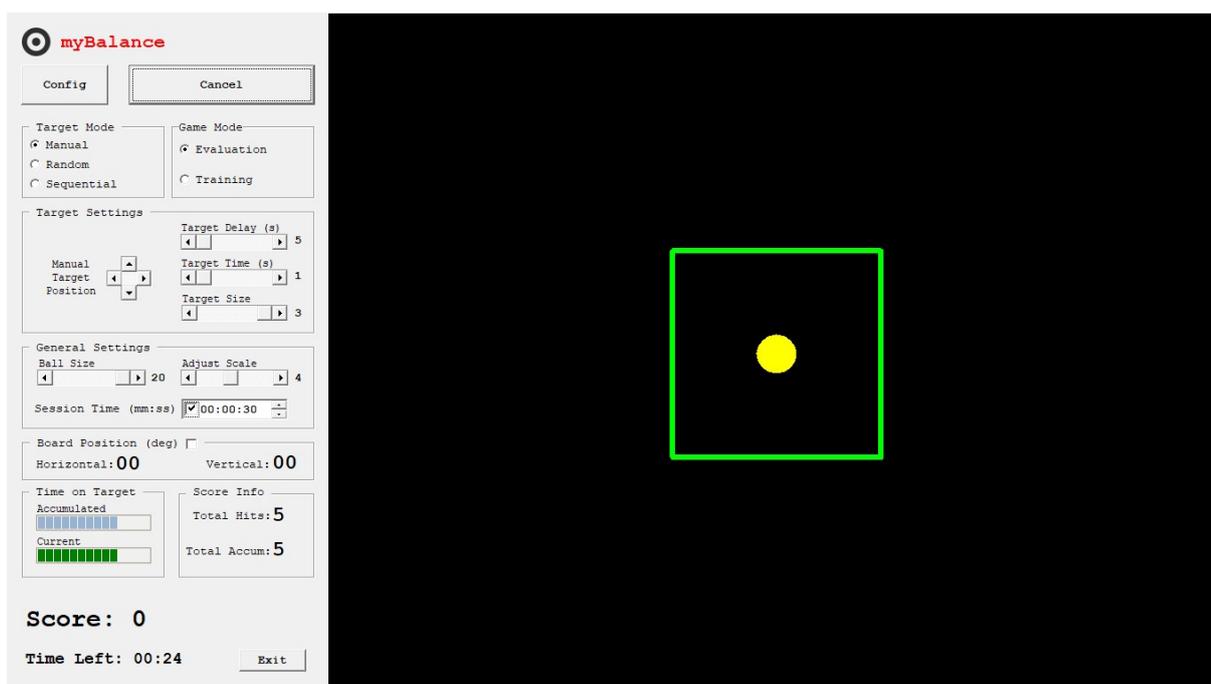
A prancha de equilíbrio é composta por uma placa de madeira circular acoplada a uma semiesfera de resina Epóxi. A placa de madeira tem 50 cm de diâmetro e 15 mm de espessura. A semiesfera tem uma flecha de 4,5 cm e é construída com base em uma esfera com 32 cm de raio. O ângulo máximo de inclinação da prancha é de 10 graus. Estas especificações foram baseadas em um estudo (ALMEIDA, CARVALHO e TALIS, 2006) em que as estratégias de equilíbrio foram avaliadas em pranchas de equilíbrio de dimensões variadas. Os ângulos médio-lateral e ântero-posterior são obtidos por um módulo com sensores inerciais (Invensense MPU-6050) acoplado ao centro da prancha. Os dados dos ângulos de inclinação da prancha são processados em um sistema microcontrolado (Arduino Due ARM 32-bit) e enviados para o computador para controlar o JS.

7.1.2 O Jogo Sério myBalance

O JS *myBalance* foi desenvolvido em linguagem Delphi (Embarcadero Technologies, EUA) e é compatível com o sistema operacional Microsoft Windows (Microsoft Corporation,

EUA). Seus aspectos visuais são projetados para que o paciente se concentre apenas na tarefa de posicionar uma bola dentro de uma área-alvo. A tela principal do jogo é mostrada na Figura 37.

Figura 37 - Tela principal do JS *myBalance*

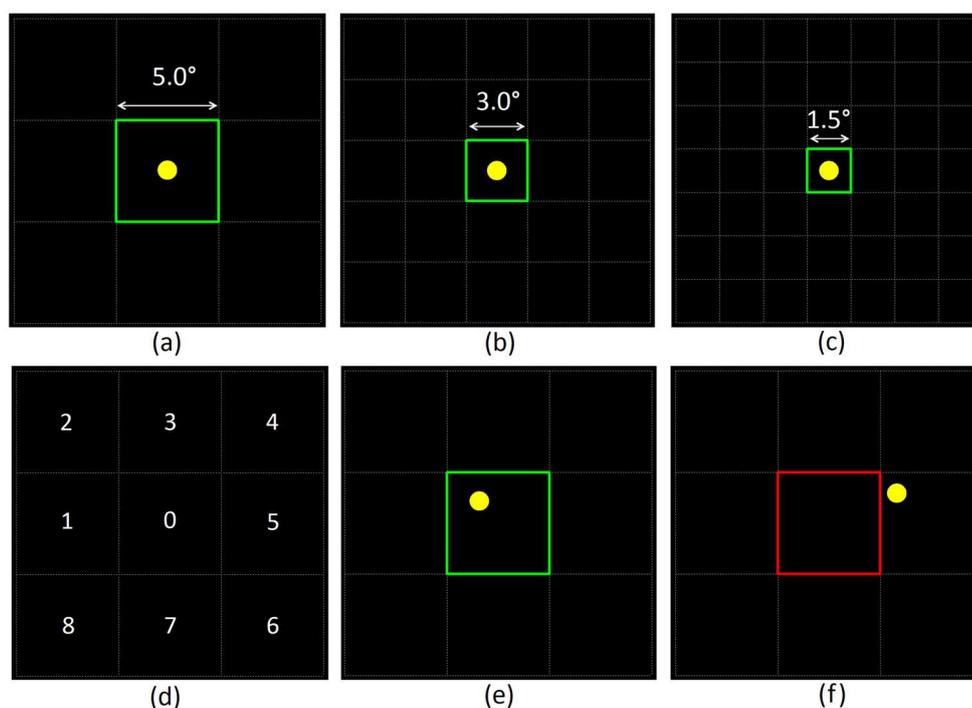


Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

O movimento da bola é baseado nos ângulos da inclinação da prancha. Neste caso, o tempo entre a ação (inclinação da prancha) e a visualização da posição da bola na tela do computador deve ser rápido o suficiente para que o usuário tenha o *feedback* em tempo real. O tempo de reação visual humano, sem limitações motoras ou cognitivas e em estado de concentração, é de cerca de 200 ms (KOSINSKI, 2013). No sistema biomédico proposto, o tempo entre a captura de sinal de inclinação e posicionamento da bola na tela é de cerca de 15 ms. Além disso, o jogo fornece um *feedback* visual imediato que mostra o status da tarefa. A borda da área alvo na cor verde indica que a bola está dentro do alvo (Figura 38e) e a cor vermelha indica que a bola está fora do alvo (Figura 38f). Sistemas de *feedback* simples e rápidos aumentam a atenção do paciente, o que é crucial no processo de reabilitação (ORTIZ-VIGON URIARTE, GARCIA-ZAPIRAIN e GARCIA-CHIMENO, 2015). A Figura 38 mostra as possibilidades de feedback visual do alvo, sendo: (a) Alvo grande. O ângulo de inclinação da prancha (AIP) é de $\pm 2,5$ graus para que a bola permaneça dentro da área alvo. (b) Alvo médio

(AIP = $\pm 1,5$ graus). (c) Alvo pequeno (AIP = $\pm 0,75$ graus). (d) Sequência das posições do alvo nos modos de avaliação. (e) Alvo com a borda verde, indicando que a bola está dentro do alvo. (f) Alvo com a borda vermelha, indicando que a bola está fora do alvo.

Figura 38 - Configurações de tela do JS *myBalance*



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

A condição de fluxo no *myBalance* pode ser mantida alterando as configurações do jogo com base no objetivo terapêutico, como segue:

Tamanho do alvo: Está relacionado com o ângulo total de inclinação da prancha (AT) para que a bola permaneça no alvo (ver Figura 38a-c). Existem três tamanhos de alvo: o grande (AT = 5 graus), o intermediário (AT = 3 graus) e o pequeno (AT = 1,5 graus);

Tempo de permanência no alvo: É o tempo, em segundos, que a bola deve permanecer no alvo para que o escore seja incrementado;

Modo de deslocamento do alvo: Existem três modos de deslocamento: manual, sequencial e aleatório. No modo manual, o terapeuta define a posição-alvo de interesse (por exemplo, definindo o alvo no lado parético do paciente para treinamento de deslocamento de peso). No modo sequencial, o alvo se move do centro para as bordas em um trajeto concêntrico (por

exemplo, da posição 0 a 8 na Figura 38d). No modo aleatório, o alvo se move em um percurso aleatório. Também é possível definir o tempo em que o alvo permanece em cada posição para os modos sequencial e aleatório;

Tempo de sessão: o terapeuta pode definir o tempo de sessão de acordo com o objetivo terapêutico.

Além disso, as cores dos elementos do jogo (bola, alvo e fundo) podem ser ajustadas a fim de minimizar potenciais limitações visuais do paciente.

7.1.3 Procedimentos para Utilização do JS myBalance

Antes de iniciar o programa de reabilitação, o terapeuta deve explicar claramente ao paciente, a relação entre o jogo e a terapia. O engajamento do paciente para o tratamento também depende do entendimento de que o jogo é um meio para alcançar um objetivo principal, ou seja, a reabilitação. Para realizar os testes e sessões de reabilitação, a prancha de equilíbrio é posicionada em frente a uma tela de projeção multimídia, a três metros de distância, com o paciente em pé e descalço sobre a prancha, olhando para a projeção posicionada ao nível dos olhos. Os pés ficam distantes entre si em uma posição natural e confortável, mas não maior do que a largura dos ombros (DUARTE e FREITAS, 2010). Todos os participantes (pacientes e sujeitos saudáveis) passaram por uma sessão de treinamento de cinco minutos para familiarização com o sistema antes de iniciar a primeira avaliação. Foram propostos dois modos de jogo: um para avaliação do equilíbrio e outro para o treinamento do equilíbrio.

7.1.4 Modo de Avaliação

Neste modo, as definições do jogo foram as mesmas para todos os pacientes. Foram realizadas três avaliações em dias alternados antes de iniciar o programa de reabilitação (pré-teste) e três reavaliações em dias alternados no final da intervenção (pós-teste). Foram executadas duas tarefas no programa de avaliação. O tamanho de alvo foi configurado para o tamanho grande (Figura 38a) para ambas as tarefas. Na primeira tarefa, chamada de *Estabilometria Dinâmica Básica* (EDB), o modo de movimento de alvo foi definido para o modo manual com o alvo fixo no centro da tela (posição 0) durante 30 segundos. Na segunda, chamada de *Estabilometria Dinâmica Sequencial* (EDS), o alvo se desloca sequencialmente (da

posição 0 a 8, na Figura 38d), permanecendo por 5 segundos em cada posição. Ambas as tarefas foram realizadas duas vezes e o melhor escore de cada uma foi utilizada para análise.

O deslocamento do centro de pressão (COP) da prancha também é avaliado na EDB. O deslocamento do COP está relacionado ao equilíbrio dinâmico do sujeito e é obtido com base nos ângulos de inclinação da prancha de equilíbrio (médio-lateral e ântero-posterior). As Equações 7.1 a 7.3 mostram como obter o COP, sendo: ML é o ângulo de inclinação médio-lateral, AP é o ângulo de inclinação ântero-posterior e R é o raio da semiesfera acoplada à prancha. O deslocamento (x, y) é calculado em centímetros e n é o número de amostras, que depende do tempo de sessão.

$$x = \frac{2\pi R \times ML}{360} \quad (7.1)$$

$$y = \frac{2\pi R \times AP}{360} \quad (7.2)$$

$$COP = \sum_{k=0}^n \sqrt{(x_{k+1} - x_k)^2 + (y_{k+1} - y_k)^2} \quad (7.3)$$

7.1.5 Modo de Treinamento

Neste modo, o terapeuta pode alterar as configurações de jogo de acordo com o objetivo terapêutico e as limitações dos pacientes. O programa de reabilitação consiste de duas tarefas com duração de três minutos cada, em que cada tarefa é executada duas vezes, com um intervalo de um minuto entre as tarefas. A primeira tarefa foi a EDS. Na segunda tarefa, chamada de *Estabilometria Dinâmica Aleatória* (EDA), o deslocamento do alvo foi configurado para o modo aleatório, tamanho grande (deslocamento aleatório nas posições 0 a 8). Em ambas as tarefas, o alvo permanece por cinco segundos em cada posição.

A partir da segunda metade do programa de reabilitação (11ª sessão), o tempo de cada tarefa foi aumentado para cinco minutos. Com base na evolução do desempenho dos pacientes, algumas configurações foram alteradas a fim de aumentar o nível de desafio, como: reduzir o tamanho do alvo, aumentar o tempo de permanência no alvo e diminuir o tempo em que o alvo permanece em cada posição.

Os pacientes foram submetidos ao tratamento com o JS por 10 semanas, sendo duas sessões semanais em dias alternados (total de 20 sessões). Tanto a avaliação clínica quanto o tratamento foram realizados em ambiente controlado (iluminação e temperatura), sempre pelos mesmos pesquisadores.

7.1.6 Propriedades Métricas do JS myBalance

O escore (pontuação) do jogo é um dos métodos mais diretos para motivar os jogadores (VON AHN e DABBISH, 2008) e está relacionada com o desempenho do jogador e seu nível de habilidade no jogo. No entanto, o nível de habilidade no jogo pode não ter relação com o desempenho clínico do paciente. Assim, um grande desafio é encontrar uma métrica para o escore do jogo que atenda tanto os requisitos motivacionais, quanto os clínicos.

Neste estudo, definiu-se como propriedades métricas do jogo, o estudo sobre como as variáveis do jogo (pontuação, dados brutos, etc.) estão relacionadas e/ou podem ser utilizadas como indicadores de saúde. No JS *myBalance*, foi proposto um sistema de escore para fornecer dois tipos de *feedback*: motivacional e clínico. O *feedback* motivacional tem o propósito de estimular o paciente a melhorar seu desempenho no jogo (SUSI, JOHANNESON e BACKLUND, 2007). O *feedback* clínico permite ao especialista avaliar a evolução clínica do paciente como ferramenta de diagnóstico clínico. Além disso, o escore clínico também ajuda o paciente a reconhecer a sua evolução com a terapia.

O escore proposto na Equação 7.4 é baseado em um modelo empírico, proposto conforme descrito na seção 5.5, que relaciona as variáveis do jogo com o grau de dificuldade para que o paciente realizar fisicamente a tarefa de manter a bola dentro do alvo.

$$Score = (80 \times Hit + 20 \times Accum) \times \frac{TM \times TT^2}{TS} \quad (7.4)$$

As variáveis são descritas da seguinte maneira:

TM (Target Mode): Define como o alvo aparecerá na tela; TM pode ser configurado para modo manual, sequencial ou aleatório. Os valores de TM são: 2 para modo aleatório, 1,5 para modo sequencial e 1 para modo manual;

TT (Target Time): Define o tempo (em segundos) em que a bola deve permanecer dentro do alvo para que as variáveis *Hits* e *Accum* sejam incrementadas. Vale observar que, ao aumentar TT, os valores máximos para as variáveis *Hits* e *Accum* são reduzidos. Por esta razão, TT é elevado ao quadrado na Equação 7.4;

TS (Target Size): Define um dos três tamanhos de área alvo. Os valores de TS são 1 (alvo menor), 2 e 3 (alvo maior). O tamanho do alvo está relacionado com a inclinação da placa. Quanto menor o tamanho do alvo, maior a dificuldade de manter a bola dentro do alvo;

Hit: Representa o número de acertos no alvo. Esta variável incrementa quando a bola fica dentro do alvo a cada tempo igual a TT. O peso da variável *Hit* (80%) foi definido empiricamente pelos especialistas, com base no objetivo principal do jogo, que é manter a bola dentro da área do alvo;

Accum: Representa o tempo acumulado em que a bola passa pela área do alvo, mesmo quando o paciente não consegue manter-se dentro do alvo. Quando este tempo acumulado é igual a TT, a variável *Accum* é incrementado. O peso da variável *Accum* (20%) foi definida da mesma forma como para a variável *Hit*. Embora o objetivo seja permanecer no alvo, também é importante diminuir a área da excursão do COP. No início da reabilitação, espera-se que o paciente tenha dificuldade em se equilibrar na prancha. Este desequilíbrio aumenta o deslocamento do COP da prancha, o que torna mais difícil manter a bola dentro do alvo, resultando em um escore baixo, podendo levar o paciente à frustração. Por esta razão, a variável *Accum* também pode ser definida como um componente motivacional do escore.

O escore (Equação 7.4) pode ser utilizado de duas maneiras: Escore Absoluto ou Normalizado.

Escore Absoluto: o valor é baseado no tempo de jogo e nas variáveis que definem o nível de dificuldade para posicionar e manter a bola dentro do alvo. Este valor varia de zero a um valor máximo dependendo das configurações do jogo. Está relacionada com a motivação de curto prazo, cujo objetivo é motivar o paciente durante a mesma sessão de reabilitação. Isso é importante porque os pacientes estão sujeitos a alterações fisiológicas resultantes do próprio AVC, como dor e espasticidade, e que pode afetar o seu desempenho entre dias alternados de terapia. Esse escore é usado como medida de desempenho no modo de treinamento;

Escore Normalizado: o valor é normalizado pelo maior escore para uma combinação de variáveis, variando de 0 a 100. Está relacionada com a motivação de longo prazo, cujo objetivo é para mostrar o paciente seu desempenho durante todo o processo terapêutico. Esse escore é usado como uma medida de desempenho no modo de avaliação.

Há também a opção de *High Score* (recorde) para o escore absoluto. Em jogos digitais, o *High Score* é usado para motivar o jogador a aumentar o seu desempenho e pode ser usado para competição entre jogadores. Mas no contexto de reabilitação, o uso de *High Score* para o ranqueamento deve ser visto com cuidado, uma vez que existem diferentes níveis de limitação entre pacientes. Isso faz com que a comparação direta entre eles seja inviável, podendo levar à desmotivação do paciente. A fim de motivar e desafiar o paciente a aumentar o seu desempenho, a opção de *High Score* é utilizada de forma individual neste estudo.

7.1.7 Análise Estatística

As análises estatísticas foram realizadas com o software *Minitab Statistical Software - Release 17* (Minitab Inc., EUA). Todos os parâmetros são apresentados em termos de média e desvio padrão. Após a verificação da normalidade dos parâmetros, as diferenças entre o pré-teste e pós-teste foram realizadas com o teste *t de Student* para dados pareados com um nível de significância de 95% ($p < 0,05$). Para verificar a relação entre as variáveis controladas no estudo foi utilizado o teste de correlação de Pearson (r).

Finalmente, foram calculados os Tamanhos dos Efeitos (d), também conhecido por *Cohen's d*, com o objetivo de avaliar se as diferenças observadas correspondiam a importantes efeitos clínicos (COHEN, 1988). O Tamanho do Efeito é um índice que mede a magnitude de um efeito de tratamento. Diferentemente dos testes de significância, esse índice é independente do tamanho da amostra, sendo obtido pela diferença média entre dois grupos e, em seguida, dividindo o resultado pelo desvio padrão agrupado. Tamanhos do Efeito de 0,2, 0,5 e 0,8 são considerados como pequeno, médio e grande graus de diferenças, respectivamente

7.2 RESULTADOS

A Tabela 3 mostra os resultados de pré e pós-testes do GE. Foram observadas melhorias estatisticamente significativas para todas as variáveis avaliadas. Especificamente, para a EEB,

mesmo com uma amostra pequena, a análise *post hoc* do poder do teste mostrou que o tamanho da amostra é suficiente para detectar um efeito terapêutico no equilíbrio (poder estatístico de 87,6%).

Tabela 3 - Valores pré/pós-teste do grupo experimental

Avaliação	Pré	Pós	<i>p</i>	<i>d</i>
EEB	45,9±6,6	51,2±5,2	< 0,001	0,9
TUGT [s]	21,1±9,6	17,6±7,6	< 0,001	0,4
PSN	8,50±9,6	3,7±4,9	< 0,001	0,6
Força-P [Kgf]	12,8±4,1	15,5±5,1	0,006	0,6
Força-NP [Kgf]	18,9±3,1	25,0±4,7	< 0,001	1,5
COP [cm]	121,4±29,7	76,2±14,0	< 0,001	1,9
EDB (Escore)	24,3±16,8	71,9±13,1	< 0,001	3,6

Todos os parâmetros são expressos em média e desvio padrão. O tamanho do efeito (*d*) é expresso em módulo. Força-P= Força muscular no lado parético; Força-NP= Força muscular no lado não-parético.

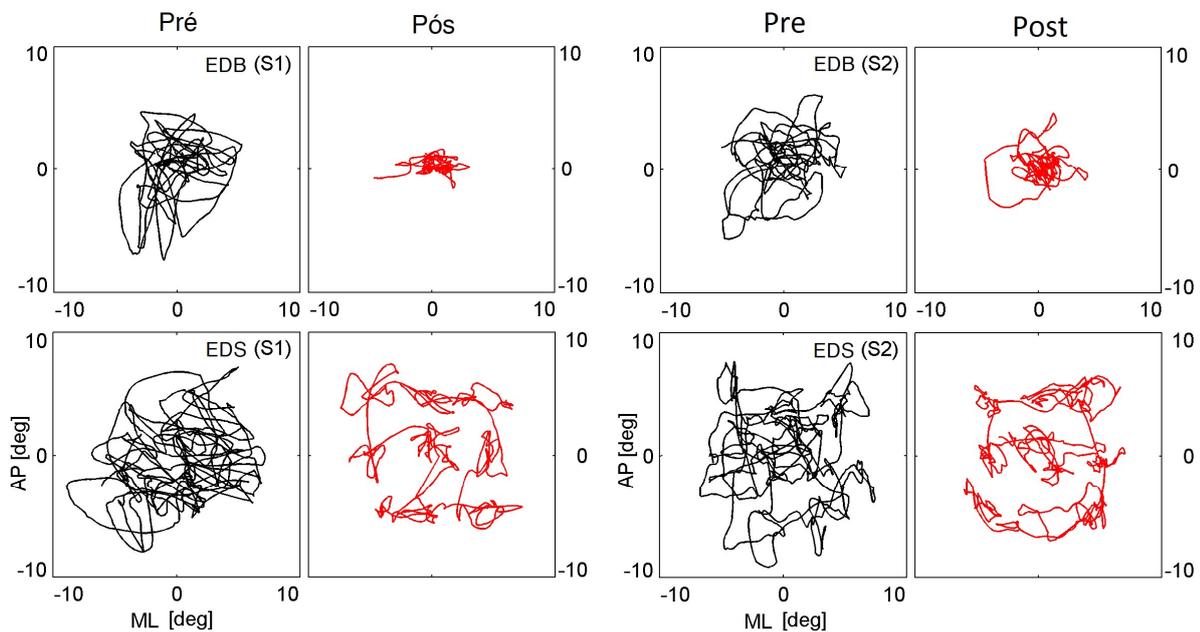
Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

7.2.1 Avaliação Clínica

Os resultados das variáveis avaliadas foram melhores para todos os participantes. A EEB mostrou uma melhoria do equilíbrio de 12,1±7,8% com um tamanho do efeito grande (*d*=0,9), sendo que dois sujeitos atingiram a pontuação máxima da escala (56 pontos). A mobilidade funcional avaliada pelo TUGT mostrou uma melhoria de 15,1±7,4% com um tamanho do efeito pequeno (*d*= 0,4).

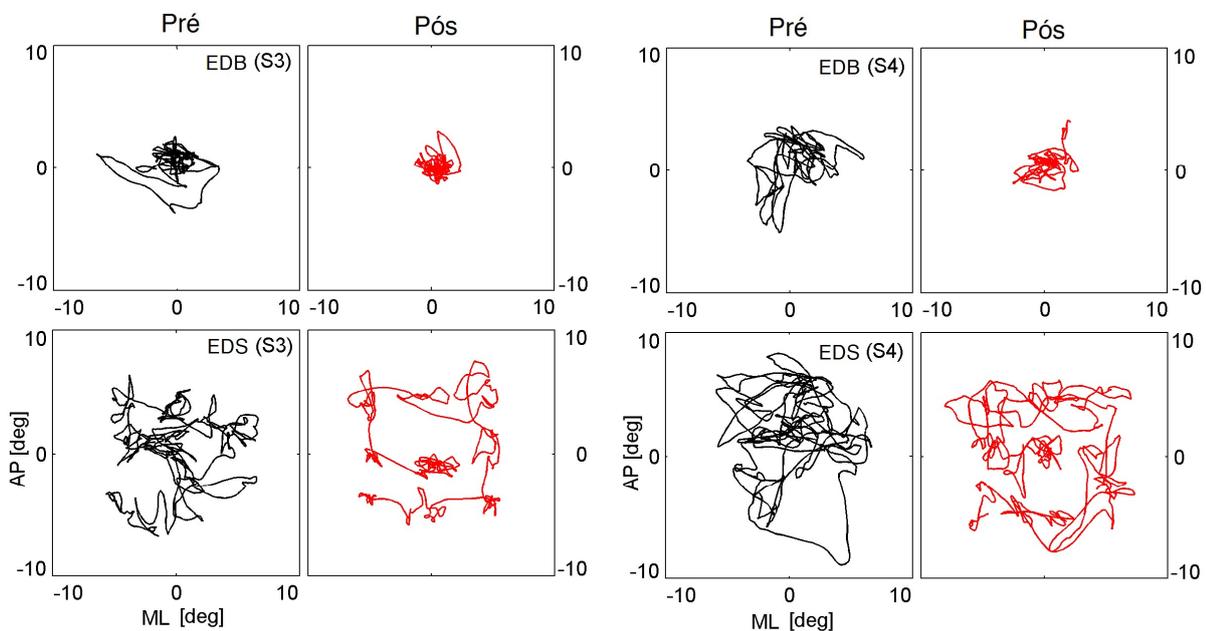
Os gráficos das Figura 39 a Figura 41 mostram a oscilação do COP dos testes EDB e EDS, em que é possível observar a melhora do equilíbrio do GE sobre a prancha, que está relacionada com a redução da oscilação do COP. Os gráficos da EDB têm as mesmas características da Estabilometria realizada em uma plataforma de força. A comparação do deslocamento do COP para a EDB entre os pacientes (121,4±29.7 cm) e sujeitos saudáveis (88,3±25,9 cm) antes da intervenção, mostra que o nível de oscilação entre os grupos era diferente (*p*=0,001). Após a intervenção, o deslocamento COP do GE (76,2±14,0 cm) foi estatisticamente semelhante ao GR (*p*=0,109), mas ainda melhor. A Figura 42b mostra o deslocamento do COP dos pacientes em relação aos sujeitos saudáveis.

Figura 39 - Melhores performances dos pacientes S1 e S2 em pré/pós-testes com BDS e SDS. ML= eixo médio-lateral; AP= eixo ântero-posterior



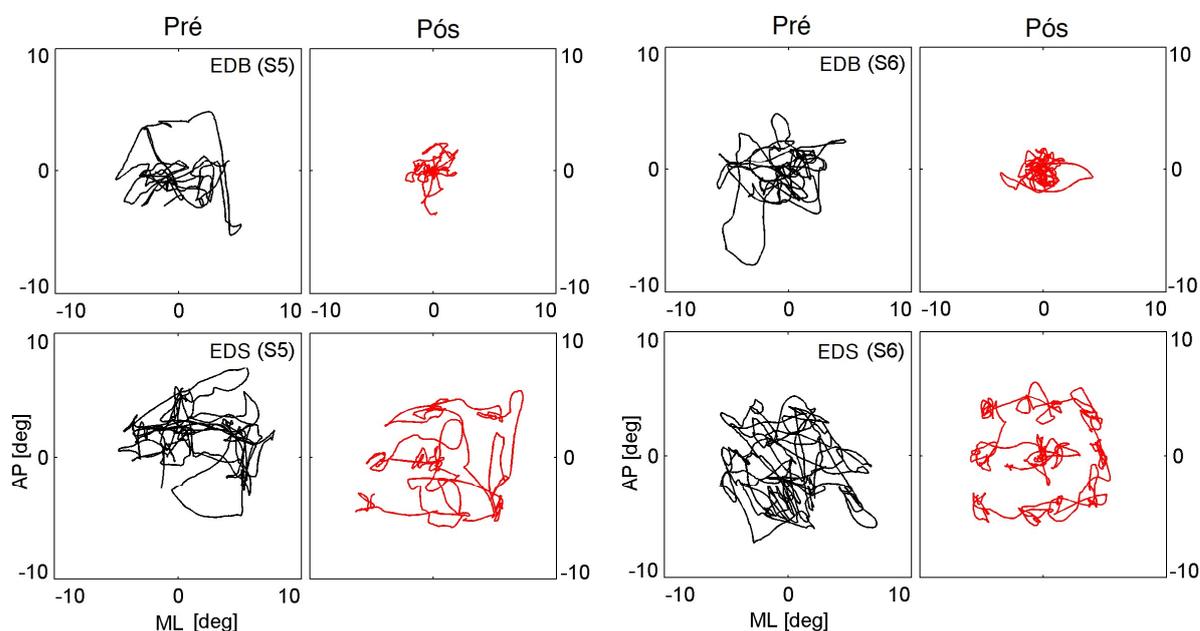
Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

Figura 40 - Melhores performances dos pacientes S3 e S4 em pré/pós-testes com BDS e SDS. ML= eixo médio-lateral; AP= eixo ântero-posterior



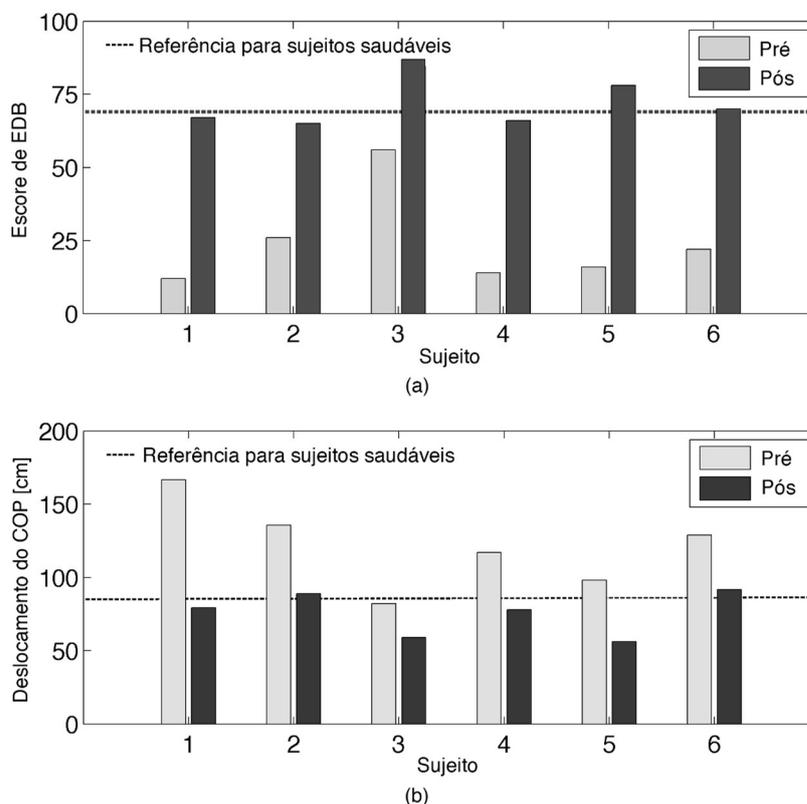
Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

Figura 41 - Melhores performances dos pacientes S5 e S6 em pré/pós-testes com BDS e SDS. ML= eixo médio-lateral; AP= eixo ântero-posterior



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

Figura 42 - Melhores desempenhos dos sujeitos (S1 a S6) em pré/pós-testes para (a) Estabilometria Dinâmica Básica (EDB) e (b) respectivos deslocamentos do COP. As linhas pontilhadas representam os valores referências para os sujeitos saudáveis



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

As medidas de força do MQF também foram melhores após a intervenção em ambos os lados: $21,3 \pm 11,2\%$ para o lado parético e $32,3 \pm 19,2\%$ para o lado não-parético. Os tamanhos do efeito foram, médio para o lado parético ($d=0,6$) e grande para o lado não-parético ($d=1,5$).

Por fim, os resultados do PSN mostraram que a percepção de qualidade de vida dos pacientes também melhorou ($51,4 \pm 27,6\%$), com um tamanho do efeito médio ($d=0,6$).

7.2.2 Avaliação dos Escores do JS

Foi encontrada uma diferença significativa ($p < 0,001$) entre o escore do jogo antes e depois da intervenção, mostrando uma evolução do GE para ambos os testes (EDB e EDS). Também foi encontrada uma correlação quase perfeita entre os valores da EDB e EDS ($r=0,99$; $p < 0,001$), indicando que a dinâmica dos testes é semelhante. Neste caso, por sua simplicidade, foi utilizado somente a EDB para a obtenção dos valores referenciais (linha de base) para o escore dos sujeitos saudáveis.

Os valores médios de pré-teste da EDB do GE ($24,3 \pm 16,8$) e do GR ($69,1 \pm 13,8$) indicam que havia uma diferença significativa ($p < 0,001$) no desempenho (equilíbrio) entre os pacientes e os sujeitos saudáveis antes da intervenção. Após o programa de reabilitação, os valores médios do GE ($71,9 \pm 13,1$) e do GR foram estatisticamente semelhantes ($p=0,540$), indicando que os pacientes melhoraram seu desempenho, atingindo um nível semelhante ao dos sujeitos saudáveis (ver Figura 42a).

Os resultados do jogo na fase de treinamento também mostraram uma melhoria de desempenho para todos os pacientes. A diferença entre os escores iniciais (média das três primeiras sessões) e escores finais (média das três últimas sessões) foi significativa para ambos os modos de treinamento (EDS e EDA). A melhora no modo EDS foi de $68,1 \pm 31,5\%$ ($p=0,007$), e no modo EDA foi de $72,4 \pm 30,9\%$ ($p=0,001$). Embora a dinâmica dos modos de treinamento fosse diferente, os resultados de desempenho foram estatisticamente semelhantes ($p=0,740$).

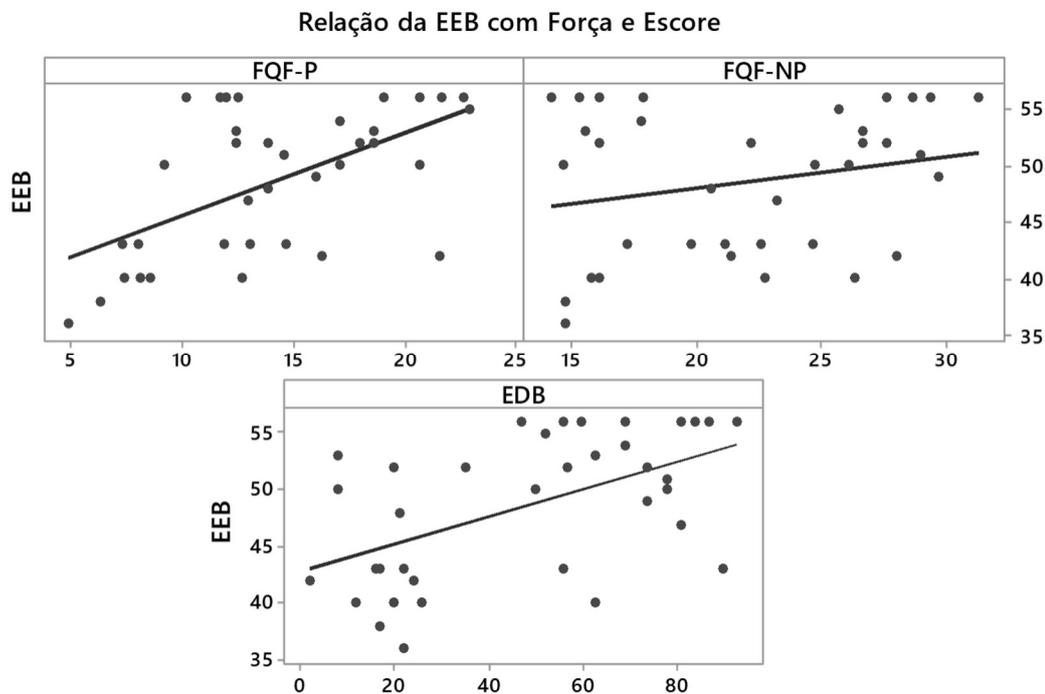
A fim de investigar as propriedades métricas dos escores do jogo, apenas o escore da EDB foi correlacionada com os parâmetros clínicos, uma vez que foi encontrado uma correção quase perfeita ($r=0,99$) entre os testes de EDB e EDS. Foi encontrada uma correlação significativa ($r=0,54$; $p=0,001$) entre a EDB e avaliação clínica do equilíbrio (EEB). Também foi encontrada correlação entre a EDB e força do MQF para o lado parético ($r=0,39$; $p=0,017$) e para o lado não-parético ($r=0,56$; $p < 0,001$). A EDB também está relacionada com o nível de

oscilação da prancha de equilíbrio, o que é evidenciado pela correlação entre o deslocamento do COP e o escore da EDB ($r=-0,82$; $p<0,001$).

Adicionalmente, foi analisada a relação entre a força muscular, o escore do JS e a escala clínica para avaliação do equilíbrio (EEB), a fim de verificar a capacidade preditiva dessas variáveis. A equação 7.5 mostra o modelo preditivo para avaliação do equilíbrio (EEB_p) obtido por regressão múltipla, em que E_{EDB} é o escore no teste da EDB, $FQF-P$ é a força de quadríceps no lado parético, e $FQF-NP$ é a força do quadríceps no lado não-parético. As variáveis foram escolhidas com base em sua relação com a EEB, que pode ser observada na Figura 43. Mesmo utilizando poucas amostras (total de 36, considerando as três avaliações pré/pós de cada paciente), o modelo apresentou uma boa capacidade preditiva, em que 77,8% da variação na EEB pode ser explicada pelo modelo de regressão ($p<0,001$).

$$EEB_p = 61.0 + 0.135 \times E_{EDB} + 3.451 \times FQF-P - 3.86 \times FQF-NP - 0.0851 \times FQF-P^2 + 0.0706 \times FQF-NP^2 \quad (7.5)$$

Figura 43 - Relação da EEB com a Força e Escore do JS



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

7.3 DISCUSSÃO

Os resultados apresentados neste estudo mostraram melhorias em todas as variáveis clínicas avaliadas. Os tamanhos do efeito indicam que os resultados da terapia foram clinicamente importantes para os pacientes. A abordagem terapêutica proposta contempla simultaneamente o treinamento do equilíbrio e da transferência de peso. Por este motivo, foi desenvolvida uma nova prancha de equilíbrio, uma vez que dispositivos comerciais similares não foram encontrados. Os pacientes usam diferentes combinações de estratégias de equilíbrio para posicionar e manter a bola dentro do alvo, como estratégias de tornozelo e quadril. Os modos de treinamento propostos possibilitam uma rotina desafiadora de exercícios para os pacientes, especialmente no modo EDA, em que o deslocamento aleatório do alvo requer um planejamento rápido das funções sensório-motoras do paciente.

Nossos resultados são coerentes com uma recente revisão sistemática e metanálise conduzida por Van Duijnhoven e colaboradores (2016), que mostrou que o equilíbrio pode ser melhorado por programas de exercício, mesmo na fase crônica AVC. O treinamento do equilíbrio e/ou transferência de peso e o treinamento de marcha foram identificados como estratégias de treinamento de sucesso. Em nosso estudo, um tamanho do efeito grande ($d=0,9$) foi encontrado para a avaliação do equilíbrio por meio da EEB. Apesar do número reduzido de pacientes, a análise *post-hoc* do poder estatístico para a EEB mostrou que é possível detectar um efeito terapêutico no equilíbrio. Os testes pré/pós da EEB mostraram uma diferença média de $5,3\pm 3,8$ pontos, com valores de pré-teste variando de 38 a 55 pontos e de pós-teste variando de 42 a 56 pontos. Hiengkaew, Jitaree e Chaiyawat (2012) sugerem 4,66 pontos como uma alteração mínima para detectar a mudança de desempenho em indivíduos com AVC crônico. Duijnhoven e colaboradores (2016) também relataram uma melhoria significativa na EEB após o treinamento do equilíbrio e/ou transferência de peso (3,75 pontos) e após o treinamento da marcha (2,26 pontos).

Mesmo com um tamanho do efeito pequeno ($d= 0,4$), todos os pacientes melhoraram a sua mobilidade funcional com uma redução média de tempo do TUGT de $3,6\pm 3,1$ segundos, o que representa um ganho de $15,1\pm 7,4\%$. Os tempos variaram de 10,1 a 40,0 segundos no pré-teste e de 9,7 a 32,7 segundos no pós-teste. Como esperado, a melhoria do equilíbrio (EEB) está relacionada com o ganho de mobilidade funcional ($r=0,77$, $p < 0,001$), uma vez que o TUGT está relacionado com o nível de equilíbrio funcional e o dano motor.

Um resultado clínico importante deste estudo foi o ganho de força para ambos os membros inferiores (parético = $21,3\pm 11,2\%$ e não-parético = $32,3\pm 19,2\%$). Embora o programa

de exercícios trabalhe ambos os membros inferiores simultaneamente, o ganho de força maior no lado não-parético pode ser justificado pelo padrão compensatório da transferência de peso do lado parético para o não-parético, que é comum em pacientes hemiparéticos. A correlação entre as medidas de força do lado parético e não-parético ($r=0,73$; $p < 0,001$) reforça a obtenção do ganho simultâneo de força.

Também foram encontradas correlações da força do lado parético com a EEB ($r=0,57$; $p < 0,001$) e com TUGT ($r=-0,77$; $p < 0,001$), enquanto para o lado não-parético, as correlações foram fracas. Os dados sugerem que o aumento da força muscular no lado parético beneficiam o equilíbrio e mobilidade funcional. Nossos achados são semelhantes ao estudo conduzido por Watanabe e colaboradores (2015), com 238 pacientes com AVC, que avaliou a influência a força dos músculos extensores do joelho (MQF) no desempenho da marcha. Eles concluíram que a força dos extensores do joelho do lado parético afeta o desempenho da marcha mais do que o lado não-parético. A redução do tempo do TUGT também pode ser explicada pelo ganho de força no MQF, uma vez que os requisitos específicos do teste para levantar e sentar estão diretamente relacionados com a força muscular do quadríceps (PERSSON et al., 2014).

Nossos resultados clínicos são muito significativos, considerando que foi uma terapia de curto prazo. Foram 20 sessões de treinamento, duas vezes por semana, doze minutos por dia nas primeiras dez sessões e 20 minutos por dia nas sessões restantes, totalizando apenas 320 minutos de treinamento. Uma revisão sistemática de Lubetzky-Vilnai e Kartin (2010) analisou o efeito do treinamento de equilíbrio sobre o desempenho do equilíbrio em indivíduos pós-AVC. A maioria dos estudos encontrados nesta revisão utilizaram programas de treinamento de oito a nove semanas, duas vezes por semana, 40 a 120 minutos por dia (totalizando 640 a 2160 minutos). Eles concluíram que o treinamento do equilíbrio em indivíduos pós-AVC é benéfico, mas a dosagem ótima de treinamento ainda não é conhecida. É importante salientar que o JS *myBalance* requer um alto grau de esforço físico para completar as tarefas (EDM, EDS e EDA). Por esta razão, a duração da sessão não deve ser longa, para evitar a fadiga do paciente. Os tempos de duração utilizados foram definidos com base na fase experimental do projeto.

Nossa prancha de equilíbrio é de baixo custo (aproximadamente \$100), mas seu nível de dificuldade de uso é elevado, o que é uma vantagem para o treinamento do equilíbrio dinâmico. Os ângulos da inclinação da prancha aumentam o grau do desafio para o paciente porque exige um rápido tempo de resposta de movimento para completar as tarefas do jogo, aumentando consideravelmente o esforço do paciente. De fato, os pacientes comumente relataram um alto nível de esforço nas sessões de treinamento usando o JS *myBalance*.

Estudos (BARCALA et al., 2011; GOBLE; CONE; FLING, 2014; BARANYI et al., 2013; BOWER et al., 2015) salientam que os jogos digitais são benéficos para melhorar o equilíbrio, mas as evidências de eficácia ainda são limitadas. Alguns fatores limitantes são a diversidade de comorbidades devido ao AVC, o que torna difícil formar grupos homogêneos para análise, além do uso de diferentes abordagens terapêuticas, que torna difícil comparar diferentes estudos. No entanto, não há dúvida de que os jogos digitais são benéficos para os pacientes. Estudos (BARCALA et al., 2011; LLORÉNS et al., 2014b), também compararam a eficácia terapêutica entre abordagens com jogos digitais e terapia convencional. Estes estudos apontam que, embora ambas as abordagens sejam benéficas para os pacientes, nenhuma diferença significativa foi encontrada entre elas. Por outro lado, alguns estudos (MORONE et al., 2014; BOWER et al., 2015) mostram que o uso de jogos digitais associados com a terapia convencional é melhor do que a terapia convencional sozinha. Em nosso estudo, a análise da eficácia terapêutica com base nos tamanhos do efeito de intervenção mostrou que a abordagem utilizada foi benéfica para todos os pacientes, principalmente em relação ao equilíbrio, em que o tamanho do efeito foi grande.

Estudos relacionados (SOARES et al., 2016; SAPOSNIK; LEVIN, 2011) indicam que o uso de JS em reabilitação são positivos, apontando para um novo paradigma na área de reabilitação. Jogos digitais têm sido ferramentas potenciais para aumentar a motivação em sessões de reabilitação e melhorar a adesão dos pacientes à terapia (SLIJPER et al., 2014). Em nosso estudo, nenhum paciente abandonou o tratamento, além de relatarem grande satisfação nas sessões de reabilitação.

O uso de JS em reabilitação neurológica aumenta a motivação para o tratamento e pode ter um impacto significativo na qualidade de vida do paciente (GRAHN; BORGQUIST; EKDAHL, 2004). O resultado do PSN ($d=0,6$) mostrou que os pacientes tiveram uma melhora na percepção de qualidade de vida após o tratamento. Apesar desta percepção estar relacionada com aspectos multifatoriais, a melhoria nos resultados clínicos pode ter contribuído para isso. Como resultado, os pacientes relataram ter aumentado as atividades que dependem da mobilidade funcional, além de reduzir o uso de dispositivos de auxílio a marcha.

O uso de videogames amplia a gama de recursos terapêuticos. Os fisioterapeutas já consideram os consoles comerciais como o *Nintendo Wii* fácil de operar e seguro para o uso na reabilitação do membro superior em pacientes pós-AVC (THOMSON et al., 2014). Na verdade, é mais seguro controlar um jogo usando os membros superiores porque o sujeito pode jogar sentado. Para membros inferiores, é importante considerar os riscos de um programa de reabilitação em casa, principalmente em exercícios de equilíbrio usando dispositivos como o

Wii Balance Board. Da mesma forma, nosso sistema também não é recomendado para uso doméstico sem supervisão, uma vez que a prancha de equilíbrio é uma plataforma instável e há o risco de queda. Mas é apropriado e recomendado para uso em ambientes clínicos.

Ao contrário dos videogames comerciais, nosso sistema está focado na reabilitação e foi desenvolvido por uma equipe especializada composta de fisioterapeutas neurológicos, engenheiros eletricitas, designers de jogos e programadores de computador. Os especialistas definem os requisitos do jogo, que são baseados nos resultados de interesse, na terapia a ser aplicada ao paciente (considerando as limitações do paciente) e nas métricas de interesse para avaliação. Uma forte interação entre os especialistas é a chave para o sucesso do processo de reabilitação (KATO, 2012). Estes aspectos contemplam todo o processo de reabilitação e estão presentes em nosso sistema. Como resultado, os protocolos de testes e treinamento (EDB, EDS e EDA) e as propriedades métricas propostas pelos especialistas parecem adequadas para treinamento e avaliação do equilíbrio. Isto é reforçado pela correlação significativa entre o escore do jogo e a EEB.

O projeto do escore do jogo é uma contribuição deste estudo. Em jogos comerciais, não existe a preocupação ao projetar o escore do jogo relacionada ao desempenho clínico do paciente. Nenhum estudo foi encontrado associando o escore do jogo com escalas de avaliação clínica. Por esta razão o escore do jogo foi definido empiricamente com base nas métricas de interesse. Os resultados de correlação entre o escore do jogo e as escalas de avaliação clínica indicam que o escore pode aumentar os benefícios dos JS para pacientes e terapeutas, fornecendo, além de treinamento, uma medida para o progresso terapêutico. Na verdade, um aspecto importante do escore do jogo encontrado neste estudo está relacionado a percepção de melhora do paciente. Os pacientes quando questionados sobre a sua percepção dos resultados do tratamento, comumente respondiam, por exemplo, “Estou me sentindo melhor, pois eu fazia 10 pontos no início do tratamento e agora estou fazendo 50 pontos”. Esta percepção mostra que a relação entre o escore do jogo e a recuperação do equilíbrio foi clara para todos os pacientes. Em nosso estudo, a correlação entre o escore e a EEB indica que as propriedades métricas do escore são confiáveis para a avaliação do equilíbrio.

7.3.1 Limitações do Estudo

Apesar dos resultados deste estudo serem bastante promissores, algumas limitações devem ser destacadas. A primeira é a heterogeneidade dos déficits causada pelo AVC, o que leva a uma outra limitação deste estudo: o número de pacientes. Embora as diferenças pré/pós

intervenção tenham sido significativas, o tamanho da amostra não nos permite extrapolar nossos resultados para a população. Nós também não encontramos estudos semelhante ao nosso, o que dificulta a comparação dos resultados. No entanto, os tamanhos do efeito encontrados mostraram que o tratamento proposto foi benéfico para todos os pacientes.

7.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO

Os resultados obtidos neste estudo mostram que o JS *myBalance* foi benéfico para os pacientes, melhorando significativamente o desempenho em testes de equilíbrio. Os pacientes melhoraram seu desempenho no jogo a um nível semelhante a indivíduos saudáveis não treinados. Portanto, o sistema biomédico tem potencial clínico como um novo recurso terapêutico. A correlação moderada entre escore do jogo e testes clínicos sugerem que o sistema também pode ser usado como uma ferramenta coadjuvante para avaliação do equilíbrio. Além disso, o sistema é uma solução de baixo custo e o seu uso é prático e versátil para o treinamento do equilíbrio em pacientes hemiparéticos por AVC.

Os terapeutas devem realmente considerar o uso de JS na reabilitação, particularmente para paciente neurológicos, que geralmente permanecem em tratamento por longos períodos. Algumas características implícitas de jogos digitais, tais como repetibilidade de exercícios e aumento da motivação e atenção, tornam o JS um recurso terapêutico promissor. Distúrbios de equilíbrio também são comuns a outras patologias, portanto é possível que este sistema também possa ajudar outras populações especiais. Entretanto, o treinamento do equilíbrio com estas populações tem risco de quedas e a sua utilização deve ser feita sob supervisão contínua.

Embora os resultados sejam promissores, sugerimos estudos futuros com um número maior de pacientes, randomização de grupos e comparação com outras modalidades terapêuticas a fim de aumentar a compreensão dos potenciais efeitos terapêuticos deste sistema biomédico.

8 SISTEMA BIOMÉDICO PARA AVALIAÇÃO E REABILITAÇÃO MOTORA DE MEMBRO INFERIOR EM PACIENTES HEMIPRÉTICOS POR AVC

Neste capítulo será apresentado um sistema de JS biomédico para reabilitação do controle e força muscular do membro inferior (MI) parético. O JS foi inspirado no clássico videogame chamado *Pong*, em que o objetivo é controlar uma raquete de tênis, neste caso, por meio da força muscular. Um aparelho extensor de joelho foi adaptado com uma célula de carga e dispositivos de ajuste para medição da força dos grupos musculares extensores (MQF) e flexores do joelho (MIT). Um sistema de pontuação (score) foi proposto para avaliar o controle muscular do paciente. Participaram deste estudo quase experimental, 11 sujeitos hemiparéticos por AVC. Um programa de exercícios com o JS foi realizado duas vezes por semana durante três meses (20 sessões de 25 minutos). Um grupo controle com 5 sujeitos hemiparéticos por AVC foi recrutado para um programa de tratamento baseado em cinesioterapia convencional, com o objetivo de comparar os resultados entre as duas abordagens terapêuticas. Os resultados mostraram Tamanhos do Efeito (d) significativos para força/controle do MQF ($d=0,5$; $p=0,021$ / $d=1,1$; $p<0,001$) e MIT ($d=1,1$; $p=0,001$ / $d=1,5$; $p=0,004$), mobilidade funcional ($d=0,3$; $p<0,001$), velocidade da marcha ($d=0,4$; $p=0,003$), recuperação motora ($d=1,0$; $p<0,001$) e espasticidade ($d=0,8$; $p=0,004$). Estes resultados foram superiores aos obtidos por meio de terapia convencional, indicando que o tratamento foi benéfico para os pacientes e que o sistema desenvolvido possui potencial para reabilitação motora do membro inferior parético de pacientes hemiparéticos por AVC.

8.1 MATERIAIS E MÉTODOS

O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da UDESC, registrado sob o número 56995816.6.0000.0118 (Anexo G). Para o Grupo Experimental (GE), foram selecionados 11 sujeitos hemiparéticos por AVC (6 homens e 5 mulheres), com média de idade de $59,0\pm 11,9$ anos e tempo de AVC de $24,7\pm 25,0$ meses. Para o Grupo Controle (GC), foram selecionados 5 sujeitos hemiparéticos por AVC (3 homens e 2 mulheres), com média de idade de $62,6\pm 7,1$ anos e tempo de AVC de $19,6\pm 13,3$ meses. Os critérios de inclusão foram: hemiparesia crônica por AVC (tempo de lesão > 6 meses); 18 anos ou mais e; capacidade de andar de forma independente, mesmo usando dispositivo de auxílio para caminhar. Os critérios de exclusão foram: pacientes hemiplégicos; hemiparesia devido a outras patologias; pacientes com comprometimento visual e/ou auditivo grave, afasia sensorial

e déficit cognitivo. Os participantes foram submetidos a protocolos de avaliação para recuperação motora, equilíbrio e mobilidade física, espasticidade, mobilidade funcional, força muscular do grupo quadríceps femoral (MQF) e do grupo isquiotibiais (MIT) e ao próprio JS desenvolvido para reabilitação motora. Foram feitas 3 avaliações em dias alternados antes de iniciar o programa de reabilitação (pré-teste) e 3 reavaliações em dias alternados ao final do programa(pós-teste).

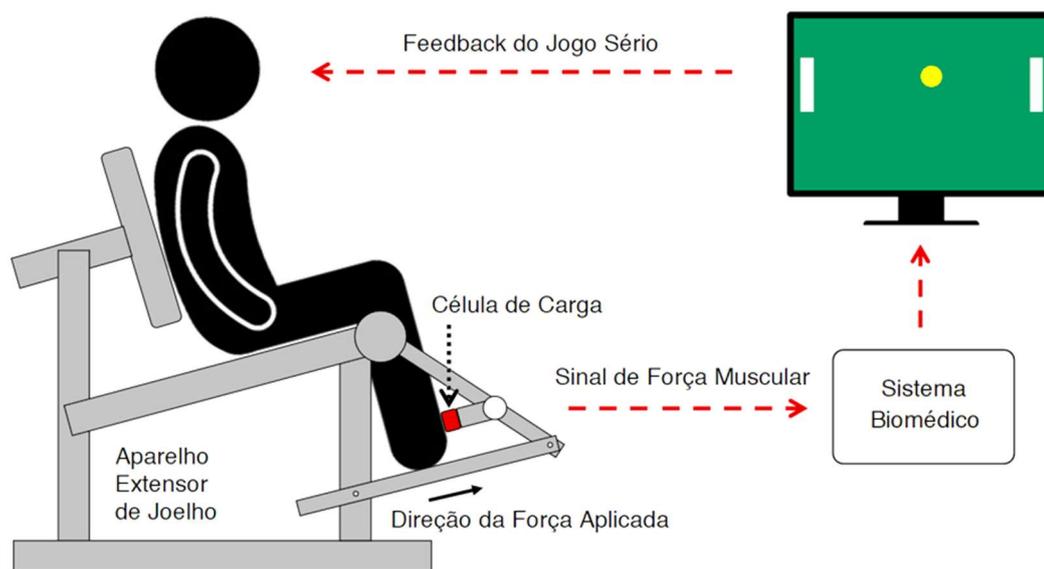
A recuperação motora (somente MI) foi avaliada usando a Escala de Avaliação de Fugl-Meyer (EFM). Essa escala (ver Anexo D) consiste em um sistema de pontuação numérica acumulativa que avalia diferentes aspectos motores do paciente (MAKI et al., 2006). Neste estudo não foi avaliado a coordenação motora e o equilíbrio e por esse motivo, os valores da escala variam de 0 a 28 pontos.

Para a avaliação da mobilidade funcional, foi utilizado o *Timed Up and Go Test* (TUGT), que consiste em uma mensuração baseada no tempo de realização da tarefa proposta. O TUGT tem sido amplamente utilizado em indivíduos com AVC (CHEN et al., 2015), sendo um instrumento válido e confiável na avaliação desta população. Atualmente, é considerado o melhor preditor de participação de indivíduos com AVC nas AVD (FARIA et al., 2012).

O equilíbrio e a mobilidade física foram avaliados usando o Teste de Velocidade de Marcha (TVM), em que é mensurado o tempo para o indivíduo percorrer um percurso de 10 metros. A velocidade da marcha tem o potencial de prever o estado de saúde futuro e o declínio funcional, incluindo hospitalização, previsão de alta e mortalidade (FRITZ; LUSARDI, 2009). A espasticidade foi avaliada usando a Escala de Ashworth Modificada (EAM), mostrada no Anexo C, que consiste em uma escala quantitativa que avalia o grau de hipertonia muscular (HEIDARI; ABOOTALEBI; HOSSEINI, 2011). Para aquisição dos dados de força do paciente foram desenvolvidos hardware e software específicos. A Figura 44a mostra o diagrama geral do sistema biomédico e a Figura 44b o setup experimental desenvolvido para avaliação e treinamento da força do MI.

Após a fase de avaliação, os pacientes do GE foram submetidos ao período de tratamento utilizando o JS desenvolvido para reabilitação motora do MI parético. Foram 2 sessões semanais em dias alternados por 10 semanas. Cada sessão é composta de 3 séries de 2 minutos, com um intervalo de 1 minuto entre cada série, para cada grupo muscular parético. Os pacientes do GC foram submetidos a sessões de cinesioterapia convencional pelo mesmo período dos pacientes do GE. Durante o período de intervenção todos os participantes não foram submetidos a qualquer outra terapia de reabilitação para MI que pudesse influenciar na avaliação e treinamento.

Figura 44 – (a) Diagrama do sistema biomédico de reabilitação motora de membro inferior e (b) setup experimental com paciente



(a)



(b)

Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

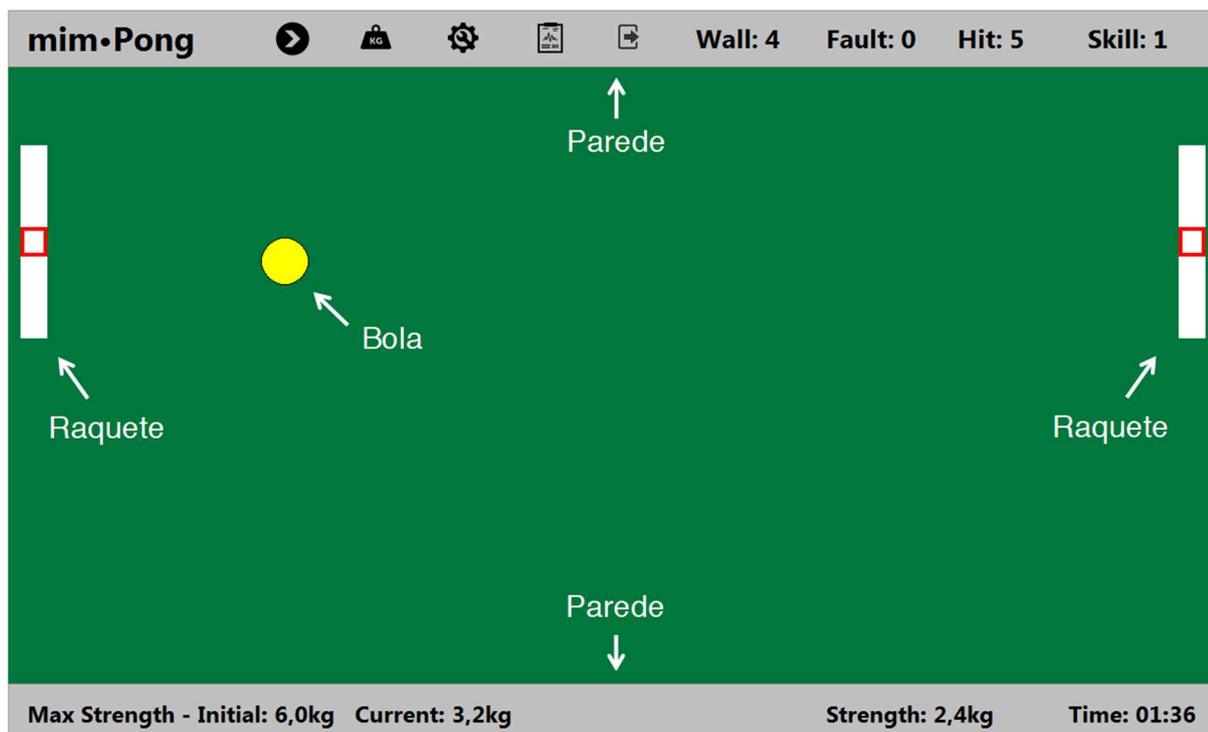
8.1.1 Características Gerais do Hardware

O valor da força é obtido por meio de uma célula de carga de compressão com capacidade máxima de 60 kg, com resolução de 100 gramas. O sinal proveniente da célula de carga é amplificado por um amplificador de instrumentação INA125 (Texas Instruments), específico para este tipo de aplicação. O sinal amplificado é digitalizado com uma resolução de 12 bits e processado em um sistema microcontrolado (ARM Cortex-M3 de 32 bits da Atmel). A programação do microcontrolador inclui rotinas para comunicação com o computador, filtro digital para atenuação de ruídos elétricos, ajuste de escala, entre outras.

8.1.2 O Jogo Sério mimPong

O JS *mimPong* foi inspirado no clássico videogame chamado *Pong* (LOWOOD, 2009), cujo objetivo é controlar uma raquete de tênis para rebater uma bola. Os aspectos visuais do jogo são simples e focam o paciente na tarefa de rebater a bola. A Figura 45 mostra a tela principal do jogo.

Figura 45 - Tela principal do JS *mimPong*



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

O sujeito joga contra si mesmo, daí a origem do prefixo *mim*. As raquetes se deslocam simultaneamente nas laterais verticais da tela em função da força aplicada na célula de carga. As paredes horizontais rebatem a bola. Quando não é aplicada força na célula de carga, as raquetes ficam posicionadas na parte inferior da tela. O limite superior da tela para o posicionamento das raquetes é função da força exercida pelo sujeito durante o processo de calibração do jogo, descrito na subsecção 8.1.3.

É possível configurar parâmetros do jogo como tamanho da raquete, tamanho e velocidade da bola, entre outros. Estes ajustes possibilitam alterar a dinâmica do jogo de acordo com as necessidades de cada paciente. Também é possível configurar as características do hardware conectado ao jogo, como dados da célula de carga, o que possibilita utilizar diferentes células de carga de acordo com a limitação de força do paciente.

Adicionalmente, o JS *mimPong* possibilita a utilização de dupla tarefa (motora e cognitiva) durante o jogo. Em geral, o desempenho concorrente de tarefas motoras e cognitivas no treinamento de dupla tarefa afeta o desempenho de uma ou ambas as tarefas (KIM; HAN; LEE, 2014). O terapeuta pode escolher entre as seguintes opções de tarefas de memorização (cognitivas): vozes, números, palavras, soletração e formas coloridas. Entretanto, esta funcionalidade não foi utilizada neste estudo. A Figura 46 mostra a tela de configuração do JS *mimPong*.

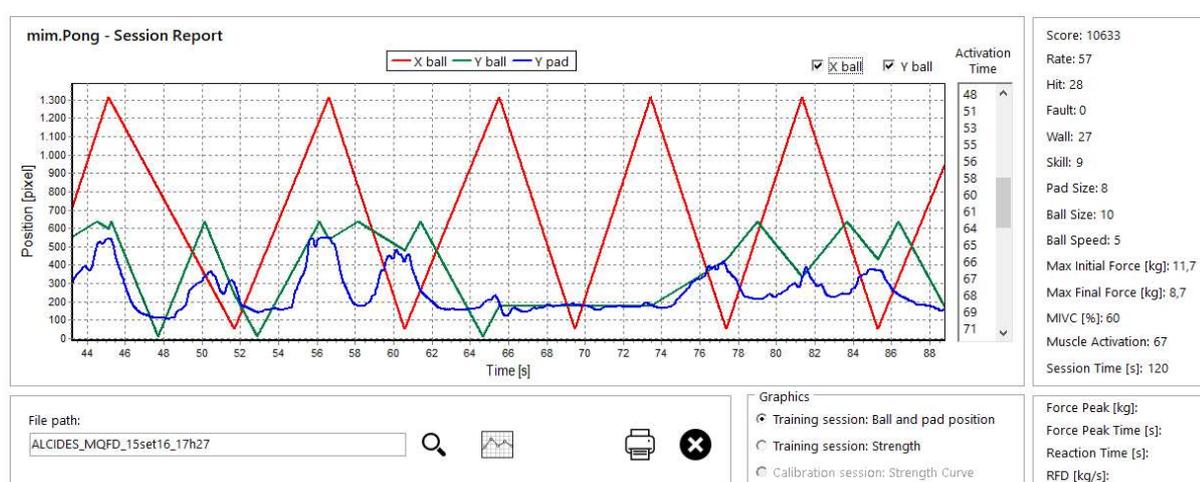
Figura 46 - Tela de configuração geral do JS *mimPong*

The screenshot shows the configuration interface for the JS *mimPong* application. It is organized into several functional panels:

- Player Info:** Fields for Name and Muscle.
- Game Mode:** Radio buttons for Training (selected) and Evaluation. Max Strength is set to 50 % MVIC.
- Serial Communication:** Open and Config buttons.
- Hardware Settings:** A/D res (4095), A/D Vref (3,3), Bat [V] (0), Coef (100), and Offset (110).
- Sensor Information:** Enable Test checkbox, Min (4095), Max (0), Current (0), and Strength [kg] (0).
- Game Settings:** Sliders for Pad Size (8), Ball Size (10), Ball Speed (5), and Pad Fluidity (10). Time (mm:ss) is 02:00. SCOREmax is 9300.
- Color Settings:** Color selection for Ball (yellow), Pad (grey), Table (white), and Border (green).
- Memory Tests:** Time (3s) and checkboxes for Voices (3), Numbers (3), Words (3), Spelling, and Shapes.
- Strength [kg]:** Display showing Current (00,0) and Max (00,0) values.

Os dados da sessão do jogo podem ser armazenados em arquivo texto para análise em softwares específicos, como o MATLAB, por exemplo, em que são gravados: posição do centro da bola, posição do centro da raquete, valor da força, parâmetros do jogo e pontuação. O jogo também tem opção para gerar relatórios (Figura 47), que fornecem ao terapeuta recursos como: visualização dos gráficos gerados pelo jogo, informações da curva de força de calibração e informações detalhadas da sessão do jogo.

Figura 47 - Tela de visualização de gráficos e informações da sessão do jogo

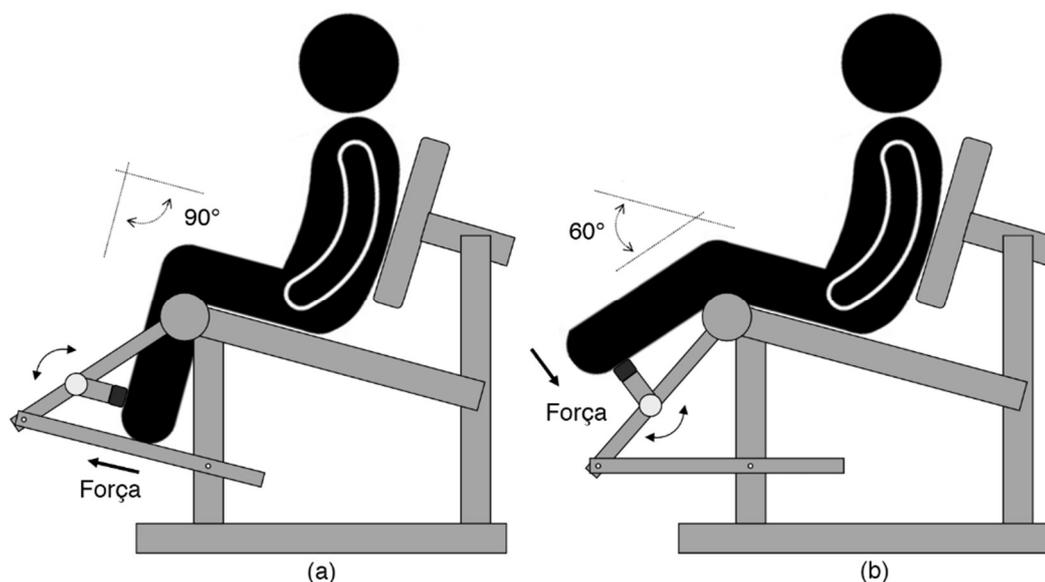


Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

8.1.3 Procedimentos para Utilização do JS mimPong

Um aparelho extensor de perna (Figura 48) foi adaptado com uma célula de carga e dispositivos com ajustes mecânicos para medição bilateral da força dos grupos musculares extensores (MQF) e flexores de joelho (MIT). O posicionamento do paciente e do equipamento é diferente para cada um dos grupos musculares. Para o MQF foi utilizado o seguinte posicionamento: paciente sentado na cadeira, com o tronco apoiado no encosto, pernas pendentes, quadril em 110° de flexão em relação ao tronco e joelhos fletidos a 90° (COOPER et al., 2011). Para este grupo muscular, o equipamento (sensor com a célula de carga) é posicionado perpendicular ao terço distal da perna (logo acima da região maleolar), na face anterior. Para o MIT, o paciente fica sentado na cadeira, com o tronco apoiado no encosto, quadril em 110° de flexão em relação ao tronco e joelhos fletidos a 60° (CORREA et al., 2011). Para este grupo muscular o equipamento é posicionado perpendicular ao terço distal da perna, na face posterior.

Figura 48 - Aparelho extensor de perna adaptado para mensurar bilateralmente a força dos grupos musculares quadríceps femoral (a) e isquiotibiais (b)



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

Antes de iniciar o jogo é necessário calibrar o sistema, pois cada paciente tem diferentes níveis de força muscular. É solicitado ao paciente que faça a maior força possível em Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM) sobre a célula de carga, durante 5 segundos, usando o grupo muscular de interesse. O valor de pico é usado como referência de força para os modos de avaliação e treinamento. Para o modo de treinamento é possível configurar o limite superior da raquete com base na CIVM obtida na calibração. Neste trabalho foi utilizado 60% da CIVM para a primeira metade do tratamento e 80% para a segunda metade, seguindo as diretrizes gerais para prática de exercícios resistidos para estes pacientes (BILLINGER et al., 2014).

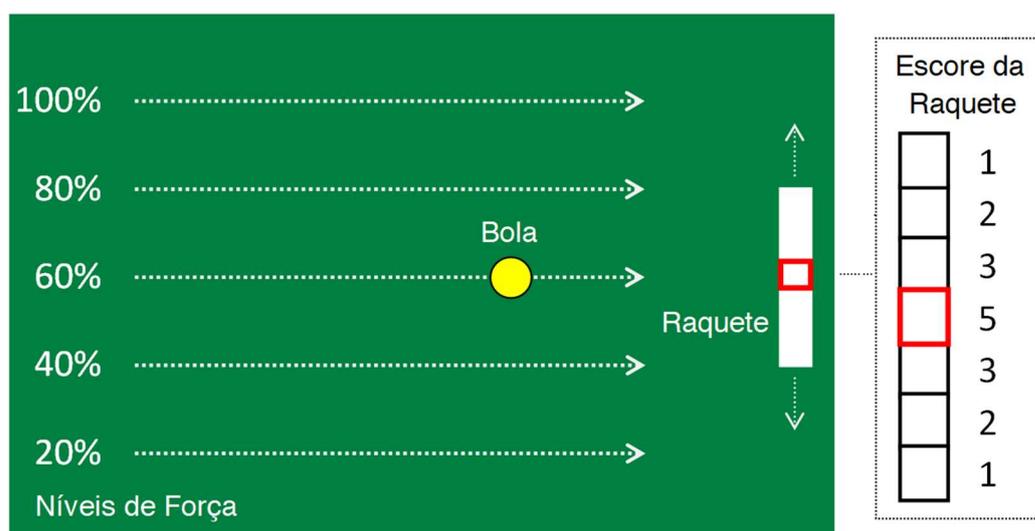
8.1.4 Propriedades Métricas do JS mimPong

Propriedades métricas de um jogo pode ser definida como o estudo de como as variáveis do jogo estão relacionadas ou podem ser usadas como indicadores de saúde. Neste estudo foi proposto um sistema de pontuação (score) para avaliar a recuperação motora dos membros inferiores. O score tem como objetivo fornecer um feedback clínico que permita ao fisioterapeuta avaliar a evolução clínica do paciente e ajudar o paciente a reconhecer sua própria melhora. O sistema de pontuação do jogo (Equações 8.1 a 8.4) é baseado em um modelo empírico que relaciona as variáveis do jogo com o grau de dificuldade para o paciente realizar a tarefa (isto é, acertar a bola no centro da raquete).

8.1.4.1 Avaliação do controle e força muscular

Foi proposto um protocolo para avaliação do controle e força muscular, que consiste de uma tarefa em que objetivo é rebater uma bola em 5 níveis diferentes (níveis 0 a 4). Conforme pode ser visto na Figura 49, as linhas horizontais pontilhadas representam o deslocamento da bola em cada nível de força. Esses níveis estão associados a CIVM obtida na calibração. Uma bola sai a cada 10 segundos, iniciando pelo menor nível de força (20% da CIVM) até o nível máximo (100% da CIVM). Destaque para os valores de pontuação de acerto na raquete. Quanto mais próximo do centro da raquete, maior a pontuação.

Figura 49 - Protocolo para avaliação do controle e força muscular



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

Esses níveis estão associados aos diferentes percentuais da força máxima obtida na calibração (CIVM). No nível 0, o sujeito deve produzir uma força equivalente a 20% da CIVM para rebater a bola no centro da raquete. Respectivamente, os outros níveis (1 a 4) representam os percentuais de 40, 60, 80 e 100% da CIVM. O desempenho do sujeito no protocolo de avaliação (*EvalScore*) é dado pela Equação 8.1.

$$EvalScore = \frac{1}{5} \sum_{i=0}^4 (10 + 5 \times i) \times HitLevel_i \quad (8.1)$$

A variável *HitLevel* representa a posição do acerto na raquete. Quanto mais próximo do centro maior a pontuação. A Figura 49 mostra em destaque, os valores da pontuação para cada

posição de acerto na raquete. O fator de multiplicação $(10+5i)$ está relacionado ao esforço necessário para rebater a bola no respectivo nível. Os níveis inferiores exigem menos força e representam um percentual menor na composição do escore. O range do escore no modo de avaliação vai de 0 a 100 pontos. Os valores obtidos desse escore (clínico) são correlacionados com as escalas clínicas de avaliação motora. O objetivo é avaliar a possibilidade de utilizar esse escore como uma ferramenta de avaliação motora.

8.1.4.2 Avaliação de desempenho no treinamento

O escore para avaliar o desempenho do paciente no treinamento considera aspectos relacionados à jogabilidade. A equação 8.2 (Setup) relaciona as variáveis de configuração do jogo: velocidade da bola (*BallSpeed*), tamanho da raquete (*PadSize*) e tamanho da bola (*BallSize*). Por exemplo, é esperado que aumentando a velocidade da bola (*BallSpeed*) o jogo fique mais difícil, portanto, a pontuação deve ser aumentada. O mesmo raciocínio vale para o aumento no tamanho da raquete (*PadSize*), pois aumentando o seu tamanho, é esperado que seja mais fácil rebater a bola, portanto, a pontuação deve ser reduzida. Todas as variáveis variam de 1 a 10, e o peso de cada uma é baseado em sua importância na dificuldade do jogo

$$Setup = 10 \times \left(\frac{BallSpeed}{2} + \frac{4}{PadSize} + \frac{1}{BallSize} \right) \quad (8.2)$$

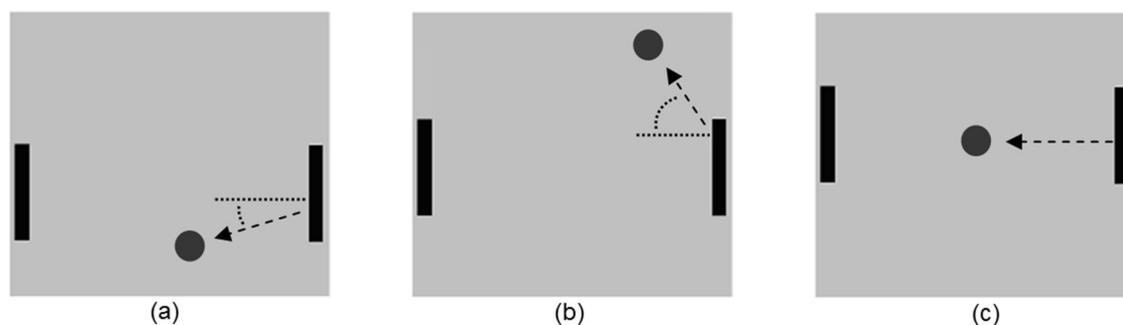
Na equação 8.3 (Performance) as variáveis representam a dinâmica do jogo, em que *GameHit* é o número de acertos em qualquer parte da raquete, *GameSkill* é o número de acertos na área central da raquete (quadrado vermelho no centro da raquete).

$$Performance = 10 \times (GameHit + GameSkill) - 3 \times GameFault - GameWall \quad (8.3)$$

A precisão do acerto na raquete determina o ângulo de rebatida da bola. O acerto próximo ao centro da raquete diminui o ângulo de rebatida da bola (Figura 50a), reduzindo também o número de toques nas paredes horizontais. Quanto menor o ângulo de rebatida, menor o tempo que a bola leva para chegar ao outro lado. Quando o ângulo de rebatida é maior (Figura 50b), a bola toca mais vezes nas paredes, levando mais tempo para chegar ao outro lado. Quanto menor o tempo para a bola chegar ao lado oposto, maior o número de chances de acerto na

raquete e, conseqüentemente, maior a pontuação no jogo. A condição ideal de rebatida é com a saída da bola perpendicular à raquete (Figura 50c).

Figura 50 - Ângulos de saída da bola após rebater na raquete. (a) saída com menos ângulo; (b) saída com mais ângulo; (c) saída perpendicular



Fonte: produção do próprio autor, 2018.

O escore total da sessão do jogo (*GameScore*) é mostrado na Equação 8.4 e seu valor máximo varia de acordo com o tempo da sessão. Esse escore tem função motivacional para o paciente (SUSI; JOHANNESON; BACKLUND, 2007).

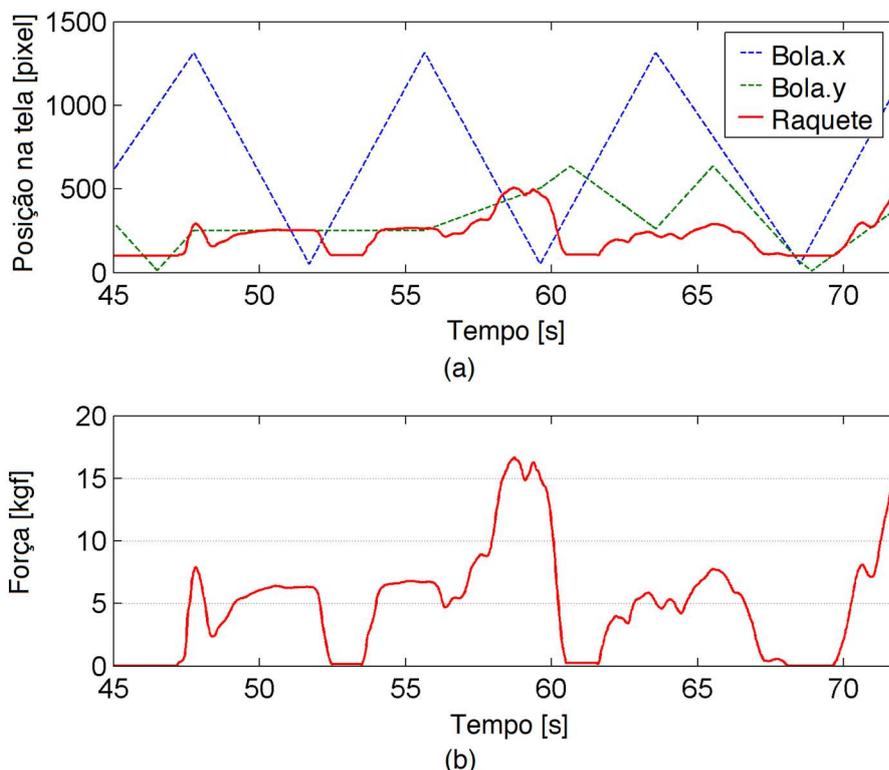
$$GameScore = Setup \times Performance \quad (8.4)$$

Para análise clínica do escore estes valores são normalizados pelo valor do máximo escore possível na sessão (i.e., nenhum erro de rebatida, nenhum toque da bola nas paredes e todas as bolas rebatidas no centro da raquete). A pontuação do escore clínico varia de 0 a 100 pontos. As equações apresentadas nesta seção são empíricas e foram definidas com base na análise das tarefas motoras utilizadas durante o jogo (força e controle muscular).

O jogo também possibilita a gravação dos dados, em arquivo texto, da posição do centro da bola (eixos x e y) e posição do centro da raquete (eixo y), além dos parâmetros de configuração e pontuação. O gráfico apresentado na Figura 51a, gerado pelo software MATLAB a partir dos arquivos de dados de uma sessão do jogo controlado por dinamometria, mostra as posições da bola e da raquete durante uma sessão do jogo. A linha *Bola.x* representa o deslocamento horizontal da bola (eixo x), a linha *Bola.y* representa o deslocamento vertical da bola (eixo y) e a linha *Raquete* representa a posição do centro das raquetes que se descolam simultaneamente nas paredes no eixo vertical. A Figura 51b mostra a força exercida pelo jogador durante o jogo. A representação gráfica da sessão com o jogo é um componente inovador que traz inúmeras informações ao terapeuta. É possível identificar, por exemplo, os

limites de força, condição de fadiga, estratégia de controle muscular, entre outras possibilidades.

Figura 51 - Gráfico de uma sessão com o jogo, gerado no MATLAB



Fonte: produção do próprio autor, 2018.

8.1.5 Análise Estatística

As análises estatísticas foram realizadas com o software *Minitab Statistical - Release 17* (Minitab Inc., EUA). Todos os parâmetros são apresentados em termos de média e desvio padrão. Após a verificação da normalidade dos parâmetros, as diferenças entre o pré e o pós-teste foram realizadas com um teste t de Student pareado, com nível de significância de 0,05. O teste do Coeficiente de Correlação de Pearson (r) foi realizado para medir a associação entre as variáveis paramétricas. Para as variáveis não-paramétricas (EFM-MI, EAM e PSN) foi utilizado o teste do Coeficiente de Correlação de Postos de Spearman (ρ). Finalmente, os Tamanhos dos Efeitos (d) foram calculados para avaliar se as diferenças observadas correspondiam a importantes efeitos clínicos (COHEN, 1988). Os Tamanhos do Efeito 0,2, 0,5 e 0,8 são considerados como pequenos, médios e grandes graus de diferenças, respectivamente.

8.2 RESULTADOS

As Tabela 4 a 6 mostram os resultados das avaliações de pré e pós-intervenção para o grupo experimental (GE) e grupo controle (GC). Participaram deste estudo um total de 16 indivíduos com hemiparesia crônica decorrente do AVC e que concluíram todas as etapas de avaliação e tratamento, sendo 11 pacientes no GE e 5 pacientes no GC. Os resultados do GC foram utilizados apenas para comparação entre as abordagens terapêuticas (JS e cinesioterapia convencional) e não serão discutidos neste trabalho.

8.2.1 Avaliação Clínica

Os resultados das avaliações clínicas (Tabelas 4 e 5) mostraram que todos os pacientes do GE evoluíram nas variáveis motoras avaliadas. Embora o número de pacientes avaliados seja pequeno, o experimento foi bem controlado (executado pelos mesmos avaliadores) e os resultados obtidos podem ser considerados relevantes.

Tabela 4 - Valores de pré e pós-testes das avaliações por escalas clínicas

Variáveis	Pré	Pós	Valor <i>p</i>	<i>d</i>
Grupo Experimental (n=11)				
EFM-MI	19,3(4,5)	23,3(3,5)	<0,001	1,0
TUGT [s]	29,0(16,0)	24,1(14,9)	<0,001	0,3
TVM [m/s]	0,51(0,34)	0,68(0,51)	0,007	0,4
EAM	1,3(1,2)	0,4(0,8)	0,004	0,8
PSN	14,5(6,6)	10,9(7,6)	0,029	0,5
Grupo Controle (n=5)				
EFM-MI	22,6(5,0)	24,0(3,9)	0,135	0,3
TUGT [s]	29,4(21,6)	29,0(21,8)	0,373	0,0
TVM [m/s]	0,65(0,60)	0,66(0,57)	0,822	0,0
EAM	1,8(2,0)	0,4(0,9)	0,135	0,9
PSN	17,4(8,9)	15,8(10,2)	0,477	0,2

EFM-MI= Escala de Fugl-Meyer (membro inferior); TUGT= Timed Up and Go Test; TVM= Teste de Velocidade da Marcha; EAM= Escala de Ashworth Modificada; PSN= Perfil de Saúde de Nothinghan.

Fonte: produção do próprio autor, 2018.

Tabela 5 - Valores de pré e pós-testes das avaliações de força muscular

Variáveis	Pré	Pós	Valor <i>p</i>	<i>d</i>
Grupo Experimental (n=11)				
FMQF-P [kgf]	13,4(6,5)	17,9(10,9)	0,021	0,5
FMIT-P [kgf]	5,1(2,7)	9,1(4,4)	0,001	1,1
FMQF-NP [kgf]	23,2(5,8)	26,1(11,1)	0,190	0,3
FMIT-NP [kgf]	11,7(4,2)	14,8(5,6)	0,002	0,6
Grupo Controle (n=5)				
FMQF-P [kgf]	14,7(12,6)	15,8(12,1)	0,070	0,1
FMIT-P [kgf]	7,1(6,6)	8,4(6,8)	0,064	0,2
FMQF-NP [kgf]	24,7(9,8)	26,1(10,3)	0,242	0,1
FMIT-NP [kgf]	13,5(7,7)	14,1(4,4)	0,721	0,1

FMQF= Força de quadríceps femoral; FMIT= Força de isquiotibiais; P= Parético; NP= Não-parético.

Fonte: produção do próprio autor, 2018.

Especialmente em relação a avaliação motora com a EFM-MI, que é uma medida relevante do comprometimento da função corporal após o AVC e amplamente utilizada na prática clínica, foi realizada uma análise *post-hoc* para determinar se o tamanho da amostra era suficiente para detectar razoavelmente um efeito terapêutico benéfico mínimo. Foi obtido um poder estatístico de 0,99 para a EFM-MI ($\alpha= 0,05$; $dz= -1,95$; teste t bicaudal), o que confere uma validade estatística para o resultado terapêutico. Observou-se um incremento de $23,0\pm 15,6\%$ na FMA-LE com grande tamanho do efeito ($d=1,0$), o que indica uma redução no comprometimento motor dos pacientes. O teste de mobilidade funcional (TUGT) mostrou uma melhora de $19,7\pm 10,1\%$ e para a capacidade funcional avaliada pelo TVM, a melhora foi de $30,8\pm 11,3\%$.

Uma análise de correlação entre a EFM-MI e as escalas de avaliação funcional mostrou boa correlação com o TUGT ($\rho=-0,67$; $p=0,001$) e o TVM ($\rho=-0,70$; $p=<0,001$). A correlação entre TUGT e TVM também apresentaram uma boa correlação ($r=-0,81$; $p=<0,001$), indicando uma coerência esperada entre os testes. Ainda em relação a EFM-MI, foi encontrado correlação com a força muscular (lado parético) do MQF ($\rho=0,59$; $p=0,004$) e MIT ($\rho=0,77$; $p<0,001$). Para a força do lado não-parético as correlações com a EFM-MI foram fracas e não significativas.

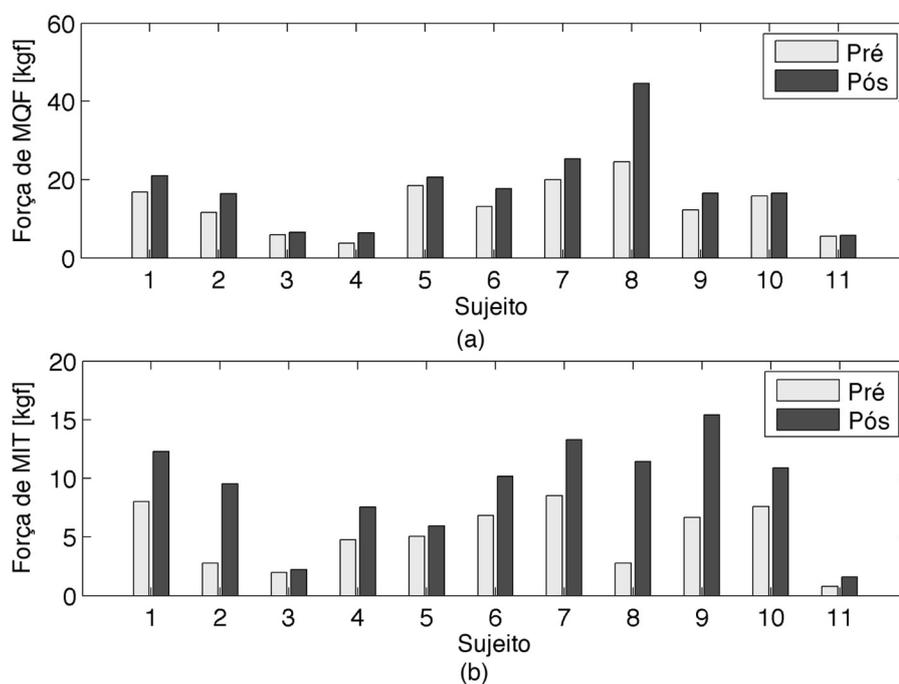
Em relação à força muscular, foi observado melhora em todos os grupos avaliados (ver Figura 52). No lado parético as melhoras foram bastante significativas para ambos os grupos

musculares (MQF=31,3±25,4% e MIT=98,3±97,4%). Para o lado não-parético também ocorreram melhoras (MQF=10,7±21,9% e MIT=27,7±21,7%).

A análise da assimetria de força entre os lados parético e não-parético mostrou redução após o período de intervenção. A diferença de força entre os lados parético e não-parético do MQF foi reduzida de 44,7±18,6% ($p=0,001$) para 34,3±24,0% ($p=0,097$), e de 50,4±37,6% ($p<0,001$) para 35,3±37,9% ($p=0,015$) para o MIT.

Todos os pacientes também melhoraram em relação à espasticidade. No início da intervenção, apenas 3 pacientes (27,2%) apresentavam tônus normal (EAM=0). Ao final da intervenção, um total de 8 pacientes foram avaliados com tônus normal (72,7%).

Figura 52 - Valores de pré/pós testes para força de MQF (a) e MIT (b) para o lado parético (treinado com o JS *mimPong*)



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

8.2.2 Avaliação dos Escores do JS

Um dos objetivos deste trabalho foi verificar as possíveis propriedades métricas do escore do jogo. Foram analisados os dados de escore nas fases de avaliação e treinamento do controle e força muscular (Tabela 6). Na fase de treinamento apenas o lado parético foi submetido à intervenção. Para o lado parético, a diferença significativa entre os escores de pré e pós-intervenção mostrou uma importante evolução para ambos os grupos musculares.

Tabela 6 - Valores de pré e pós-testes das avaliações do escore do JS

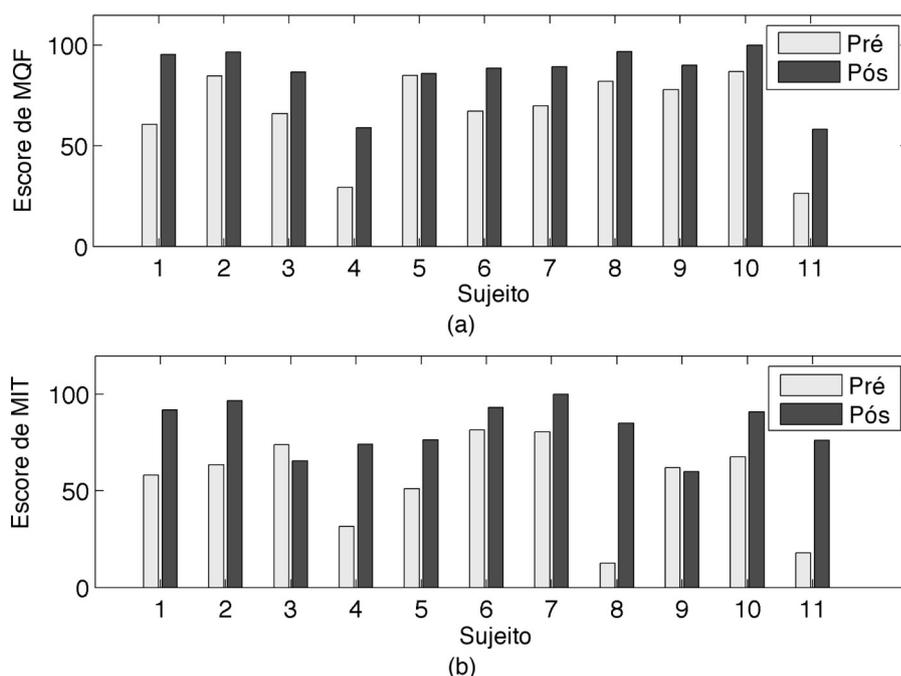
Variáveis	Pré	Pós	Valor <i>p</i>	<i>d</i>
Grupo Experimental (n=11)				
EMQF-P	66,9(21,2)	86,1(14,3)	<0,001	1,1
EMIT-P	54,6(24,0)	82,8(13,1)	0,003	1,5
EMQF-NP	77,2(9,6)	85,9(3,1)	0,019	1,2
EMIT-NP	69,4(14,4)	81,9(12,8)	0,003	0,9
Grupo Controle (n=5)				
EMQF-P	48,4(23,6)	63,2(20,4)	0,027	0,7
EMIT-P	46,8(32,7)	62,2(31,3)	0,028	0,5
EMQF-NP	71,4(15,7)	72,0(17,1)	0,884	0,0
EMIT-NP	58,8(21,7)	69,2(16,8)	0,109	0,5

EMQF= Escore de quadríceps femoral; EMIT= Escore de isquiotibiais; P= Parético; NP= Não-parético.

Fonte: produção do próprio autor, 2018.

A Figura 53 mostra os gráficos com as médias de pré/pós intervenção para os escores do lato parético. Os escores para o lado não-parético também foram maiores nas avaliações de pós-intervenção, mas menos significativos.

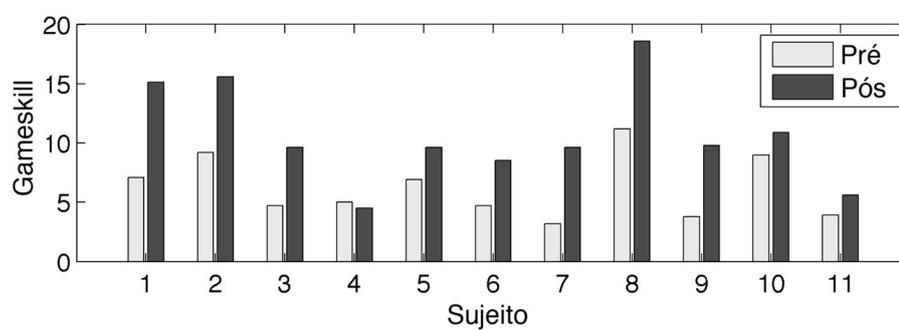
Figura 53 - Valores de pré/pós testes para o Escore de MQF (a) e MIT (b) para o lado parético



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

Na fase de treinamento, os dados mostraram uma diferença significativa ($p < 0,001$) no nível de controle motor durante as sessões. A variável *GameSkill* representa esse controle e mostra o número de vezes que o sujeito rebateu a bola na posição central da raquete. O valor médio inicial da variável *GameSkill* (3 primeiras sessões) foi de $6,2 \pm 2,6$ e o valor final (3 últimas sessões) foi de $10,7 \pm 4,2$, o que representa um incremento médio de $80,56 \pm 60,8\%$ ($d=1,3$; $p < 0,001$). A Figura 54 mostra um gráfico com as médias iniciais e finais para cada participante.

Figura 54 - Valor médio da variável Gameskill para as 3 primeiras e últimas sessões de treinamento para o grupo muscular quadríceps femoral (lado parético)



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

Uma análise estratificada pelo lado dominante também foi realizada a fim de avaliar sua influência sobre o desempenho do paciente. Os escores do jogo dos pacientes com o lado dominante afetado foram ligeiramente melhores do que os pacientes com o lado não dominante afetado, mas sem diferença estatisticamente significativa entre eles ($p=0,143$).

8.2.3 Propriedades Métricas do JS mimPong

A Tabela 7 mostra a correlação entre os dados de força e controle muscular (escore) do lado parético com as funções motoras avaliadas. Foram observadas importantes correlações significativas que serão discutidas na próxima seção. Para o lado não parético as correlações foram fracas e não significativas.

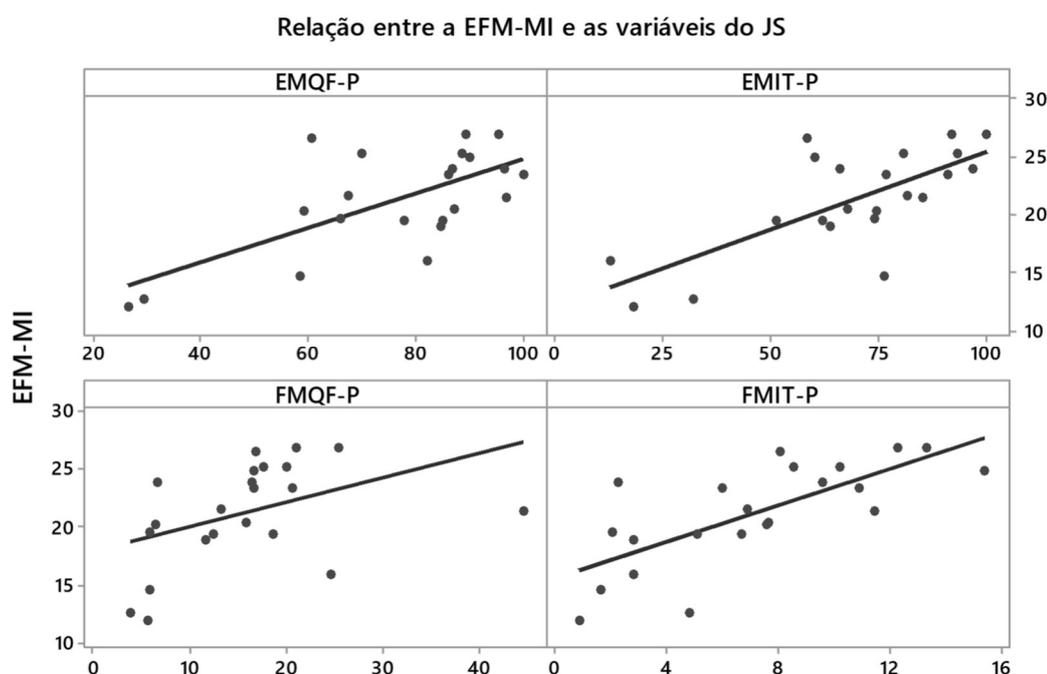
Adicionalmente, por ser uma medida clinicamente relevante do comprometimento da função motora após o AVC, foi analisada a relação entre os dados extraídos do jogo e a EFM-MI, a fim de verificar a capacidade preditiva do JS. A Figura 55 mostra a relação individual de cada variável com a EFM-MI. Em uma primeira análise, foi utilizado apenas os escores do jogo para o lado parético (treinado).

Tabela 7 - Coeficientes de correlação entre escores do JS e funções motoras

	TUGT		TVM		EFM-MI	
	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>
Escore de MQF	-0,37	0,086	0,37	0,093	0,68	0,001
Escore de MIT	-0,37	0,092	0,49	0,021	0,72	<0,001
Força de MQF	-0,47	0,027	0,37	0,088	0,43	0,045
Força de MIT	-0,41	0,062	0,47	0,027	0,73	<0,001

Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

Figura 55 – Relação individual das variáveis extraídas do JS com a EFM-MI, em que: EMQF= Escore de quadríceps femoral; EMIT= Escore de isquiotibiais; FMQF= Força de quadríceps femoral; FMIT= Força de isquiotibiais; P= Lado parético



Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

A equação 8.5 mostra o modelo preditivo para avaliação da recuperação motora ($EFM-MI_p$) obtido por meio de Regressão Múltipla, sendo: EMQF= Escore de quadríceps femoral e EMIT= Escore de isquiotibiais. Mesmo com somente duas variáveis extraídas do JS, o modelo apresentou razoável capacidade preditiva, em que os dados podem explicar 63,0% ($R^2=0,63$; $p<0,001$) da EFM-MI.

$$EFM-MI_p = 8,44 + 0,0856 \times EMQF + 0,0917 \times EMIT \quad (8.5)$$

Em uma segunda análise, foi utilizado apenas os dados de escore e força muscular (lado parético). A equação 8.6 mostra o modelo preditivo para avaliação da recuperação motora (EFM-MI_p) obtido por meio de Regressão Múltipla, sendo: FMQF= Força de quadríceps femoral; FMIT= Força de isquiotibiais; EMQF= Escore de quadríceps femoral. A capacidade preditiva do modelo foi melhorada, com os dados explicando 86,1% ($R^2=0,86$; $p<0,001$) da EFM-MI.

$$EFM-MI_p = 0,49 + 0,2722 \times EMQF + 1,372 \times FMQF - 0,085 \times FMIT - 0,02102 \times EMQF \times FMQF + 0,0499 \times FMQF \times FMIT \quad (8.6)$$

Embora a informação da EFM-MI_p não tenha sido utilizada como *feedback* clínico no jogo, os resultados mostraram que essa abordagem pode ser viável para avaliação clínica baseada nos dados do jogo.

8.3 DISCUSSÃO

Nesta sessão serão discutidos apenas os resultados obtidos para o GE com a utilização do JS *mimPong*. Os dados do GC foram utilizados apenas para efeito de comparação entre as abordagens terapêuticas utilizadas (convencional e JS) e não fazem parte do escopo do trabalho. Entretanto, vale destacar os melhores resultados obtidos com o JS *mimPong* em relação aos resultados com a terapia convencional.

Existem três elementos fundamentais na reabilitação pós-AVC: o treinamento intensivo, a repetitividade dos exercícios e o treinamento orientado à tarefa (VEERBEEK et al., 2014). Estes elementos são determinantes para a indução de mecanismos neuroplásticos (SAPOSNIK et al., 2010) e estão presentes no programa de exercícios com o JS *mimPong*, que foi focado no treinamento e avaliação da força e controle muscular do MI parético.

8.3.1 Força e Controle Muscular

A força muscular é considerada a principal valência física do ser humano e está diretamente relacionada com a sua capacidade funcional (RUIZ et al., 2008). Em pacientes vítimas de AVC, a fraqueza muscular consiste no comprometimento primário (ADA; DORSCH; CANNING, 2006) que afeta comumente o MI, principalmente o MQF e o MIT,

implicando na dependência do indivíduo para realização de atividades rotineiras (KOSTKA et al., 2017).

Os participantes deste estudo apresentavam um importante déficit de força muscular em relação ao membro não parético (MQF=44,7±18,6% e MIT=50,4±37,6%). Após a intervenção esses déficits reduziram significativamente (MQF=34,3±24,0% e MIT=35,3±37,9%). Em um recente estudo de Kostka e colaboradores (2017), foi investigado quais músculos seriam os melhores preditores do desempenho funcional em pacientes pós-AVC. Os autores concluíram que a força do MIT parético e a diferença de força do MIT entre os membros (parético e não parético) são os melhores preditores do desempenho funcional para essa população. Em nosso estudo também ocorreu uma redução significativa na diferença de força entre os lados, para ambos os grupos musculares. Especificamente em relação ao MIT, essa diferença passou de 50,4±37,6% para 35,3±37,9%.

A análise do efeito terapêutico para a força muscular mostrou que a intervenção foi benéfica para ambos os lados. Para o lado parético (treinado), o tamanho do efeito foi médio para MQF ($d=0,5$) e grande para MIT ($d=1,1$). Embora não treinado, o lado não-parético também foi beneficiado pela intervenção, com um Tamanho do Efeito pequeno para MQF ($d=0,3$) e médio para MIT ($d=0,6$). O incremento de força no membro não parético pode estar relacionado com o aumento de atividades realizadas pelo paciente em função da melhora da força muscular no membro parético. Isto favorece um aumento na frequência e distância de deambulação e na realização de atividades como sentar e levantar ou subir e descer escadas (MENEZES et al., 2017). Em outro estudo, Dorsch e Canning (2016) compararam a força do MI de pacientes crônicos com sujeitos saudáveis, em que foi observado que a força do membro não-parético também era significativamente menor em relação aos sujeitos saudáveis. Os autores sugerem que a redução de força do membro não afetado esteja relacionada com a redução na atividade física após o AVC.

Em uma revisão sistemática conduzida por Veerbeek e colaboradores (2014), foram analisados ensaios clínicos randomizados relacionados ao treinamento de força muscular no MI parético, em diferentes estágios da reabilitação pós-AVC. Os autores concluíram que os exercícios resistidos progressivos resultam em melhoras significativas na força muscular, além de outros aspectos como o tônus muscular e a marcha. Embora nosso método de treinamento seja diferente, os achados convergem para a mesma direção.

Existem evidências de que o quadro de hemiparesia envolve fatores que vão além do déficit da força muscular (ROSA et al., 2014). Distúrbios da modulação neural controladas pelo córtex motor como alterações na combinação de recrutamento de unidades motoras e mudanças

na frequência e ativação dessas unidades, podem estar relacionados com a fraqueza muscular (RAMSAY et al., 2011).

Isso reforça a importância de usar modalidades terapêuticas que possibilitem melhorias no controle motor, além da força muscular. O programa de exercícios desenvolvido para o JS *mimPong* possibilita ao paciente utilizar diferentes níveis de força na tarefa de rebater a bola. Além disso, o controle motor também é avaliado pela pontuação do jogo, sendo que quanto mais próximo do centro da raquete o paciente rebater a bola, maior será a pontuação. Desta forma, a dinâmica do jogo proporciona incremento da força utilizando diferentes estratégias de ativação muscular.

Após o tratamento ocorreram melhoras significativas no controle motor (score do JS) dos pacientes, com um Tamanho do Efeito foi muito grande para ambos os lados e grupos musculares. Para o membro parético (treinado) as melhoras podem ser atribuídas à dinâmica do jogo que usa variados elementos importantes para a reabilitação (e.g., treinamento intensivo, repetitividade dos exercícios, treinamento orientado à tarefa, aumento de atenção e motivação). Entretanto, também ocorreram melhoras no membro que não foi treinado. Este achado pode estar relacionado à aprendizagem (sensoriomotora e cognitiva), em que o indivíduo tem maior facilidade na realização de atividades devido à experiência prévia (LUNDY-EKMAN, 2008).

O incremento da força muscular e controle motor obtidos com o programa de exercícios no JS *mimPong* foram significativos, principalmente considerando que eram pacientes na fase crônica da doença, período caracterizado por limitado potencial de melhora quando comparado às fases aguda ou subaguda (LANGHORNE; BERNHARDT; KWAKKEL, 2011).

Resultados correlatos foram encontrados em um estudo que avaliou os benefícios do treinamento de resistência progressiva no AVC crônico durante um período de quatro anos (FLANSBJER; LEXELL; BROGÅRDH, 2012). Os autores afirmam que o treinamento de força muscular serve para obtenção de melhoria e manutenção, mesmo na fase crônica mais avançada. Nossa pesquisa corrobora com estes autores no sentido de ocorrerem melhoras na fase crônica. Estes achados podem justificar as melhoras funcionais que muitas vezes são alcançadas com a reabilitação muitos anos após o evento (VEERBEEK et al., 2014).

8.3.2 Marcha e Mobilidade Funcional

A marcha é uma das principais habilidades motoras do ser humano (LUNDY-EKMAN, 2008) e tem relação direta com a força muscular (DORSCH et al., 2012; PRANDON et al., 2013). A velocidade de marcha, é caracterizada por sua relação com a capacidade funcional do

indivíduo (FRITZ; LUSARDI, 2009). Os resultados obtidos nessa pesquisa mostraram melhoras significativas na velocidade da marcha ($d=0,4$; $p=0,007$). Em uma metanálise (MEHTA et al., 2012) foi examinada a eficácia do treinamento de resistência na velocidade da marcha em pacientes crônicos pós-AVC e os resultados encontrados foram similares aos deste estudo ($d=0,3\pm 0,12$; $p<0,013$). Os autores concluíram que o treinamento de força tem a capacidade de melhorar a velocidade de marcha confortável e a distância total de deambulação.

Em um estudo conduzido por Dickstein (2008), foram analisadas diferentes abordagens para reabilitação da velocidade de marcha pós-AVC. Segundo este estudo, embora alguns autores acreditem que o treinamento de força possa resultar em aumento da espasticidade, a própria Associação Americana do Coração (AHA) recomenda o uso de exercícios para fortalecimento das extremidades inferiores para reabilitação da marcha, especialmente na terapia domiciliar.

Entretanto, definir uma melhoria clinicamente significativa na velocidade da marcha não é simples. Em um estudo com 692 idosos com diagnósticos variados, incluindo 100 com AVC, foi sugerido um valor de 0,05 m/s como a mudança necessária para uma melhoria significativa na velocidade de caminhada (PERERA et al., 2006). Em outro estudo com pacientes na fase aguda do AVC, os autores sugerem um valor mínimo de 0,16 m/s como uma diferença mínima clinicamente importante que pode ser usada para avaliar o progresso do paciente (TILSON et al., 2010). Em nosso estudo, mesmo com pacientes crônicos, também houve um incremento médio de 0,18 m/s.

A mobilidade funcional foi avaliada pelo TUGT e mostrou resultados importantes para os pacientes. Persson e colaboradores (2014) conduziram um estudo longitudinal com 91 pacientes em que foi avaliado o desempenho no TUGT em diferentes fases durante o primeiro ano pós-AVC. Os autores constataram que os pacientes apresentam uma melhora significativa no desempenho do teste apenas nos 3 primeiros meses da doença (fase aguda). Nosso estudo diverge destes achados, pois mesmo com pacientes crônicos, a melhoria de desempenho no teste ($19,7\pm 10,1\%$) foi significativa.

8.3.3 Recuperação Motora e Espasticidade

Foram observadas melhoras importantes e significativas em relação ao comprometimento motor avaliado pela EFM-MI ($d=1,0$; $p<0,001$). Um estudo conduzido por Pandian e colaboradores (2016) estimou a mínima diferença clinicamente importante (MCID) da EFM-MI para pacientes hemiparéticos crônicos pós-AVC. Participaram 65 sujeitos com

média de idade de 42,2 anos e tempo médio de AVC de 16,4 meses. Foram realizadas 30 sessões (45 minutos cada / 3 vezes por semana) de terapia motora convencional para a extremidade inferior afetada. Após o período de intervenção, o valor da EFM mudou de $20,2 \pm 4,3$ para $25,6 \pm 5,0$ pontos (0 a 34 pontos). Com base nos dados do estudo os autores sugerem uma MCID de 6 pontos. Os resultados encontrados em nosso estudo foram inferiores (Pré= $19,3 \pm 4,5$ e Pós= $23,3 \pm 3,5$), mas vale destacar que os pacientes eram mais velhos, mais crônicos, o tempo de intervenção foi menor e a variação da EFM-MI era menor (0 a 28 pontos). A redução do comprometimento motor observada em nosso estudo é reforçada pelas correlações significativas e moderadas da EFM-MI com as escalas de avaliação funcional, força muscular e controle motor (escore do jogo). O modelo preditivo encontrado para a EFM-MI a partir das variáveis extraídas do jogo é um achado importante deste estudo e indica que as propriedades métricas do JS *mimPong* tem relação com a função motora.

Em relação à espasticidade do MI, o ES observado em nosso estudo indica que houve uma importante redução ($d=0,5$; $p=0,008$). Embora o objetivo do nosso estudo não tenha relação direta com a redução da espasticidade, é importante avaliar se o tratamento piorou a condição inicial. Um dos problemas da espasticidade está relacionado com a qualidade do controle do movimento voluntário e o treinamento da força pode melhorar essa função (BETHOUX, 2015).

Em nosso estudo, a correlação entre a força do MQF e a espasticidade ($\rho=-0,43$; $p=0,017$) reforça essa relação. De fato, é comum haver algum grau de espasticidade no MQF. Entretanto, o aumento ocorrido na força dos músculos antagonistas (MIT) também pode explicar em parte a redução da espasticidade flexora do joelho. A relação entre a melhora da função motora (EFM-MI) e a redução da espasticidade também é evidenciada pela correlação entre essas variáveis ($\rho=-0,58$; $p=0,005$).

8.3.4 Propriedades Métricas do JS *mimPong*

Uma das contribuições deste trabalho está relacionada ao sistema de pontuação do JS. Comumente, os escores dos jogos utilizados em reabilitação tem relação apenas com o desempenho do jogador e não tem função clínica (GOBLE; CONE; FLING, 2014). De fato, não foram encontradas referências na literatura sobre o uso dos escores como ferramenta de avaliação clínica. Isso justifica o método empírico usado no projeto dos escores do JS *mimPong*, em que foi levado em consideração aspectos de jogabilidade e aspectos motores relacionados à força e ao controle muscular.

Entretanto, é necessário investigar as possíveis propriedades métricas dos escores. A hipótese é de que existe relação entre os dados extraídos do jogo e as escalas motoras avaliadas (TUGT, TVM, EFM-MI e EAM). As correlações mostradas na Tabela 7 são um indicativo de que essa hipótese é razoável.

Para a mobilidade funcional (TUGT), somente a correlação com a força do MQF foi significativa. De fato, as exigências específicas do teste (levantar, sentar e caminhar) têm relação direta com força muscular (PERSSON et al., 2014), especialmente para o MQF.

Em relação à velocidade da marcha (TVM), as correlações com a força e escore foram semelhantes e significativas para ambos os grupos musculares. Isso indica que o aumento da força e do controle muscular tem relação com a melhora na velocidade da marcha. Entretanto, somente estes dados não podem explicar a melhora.

O escore do jogo é uma representação (empírica) do controle muscular que certamente não contempla todos os mecanismos envolvidos no processo. Hollands e colaboradores (2012) destacam que as terapias baseadas na prática de tarefas específicas e repetitivas, como ocorre no JS *mimPong*, estão entre as intervenções mais promissoras para melhorar a coordenação da marcha. No entanto, os autores reforçam que para estabelecer os mecanismos que levam ao melhor controle da marcha, ainda é necessário compreender melhor os aspectos neurológicos (e.g. neuroplasticidade) envolvidos no processo.

As correlações do jogo com a EFM-MI também foram significativas, principalmente em relação à força, mais especificamente a força do MIT. De fato, a maioria das tarefas da seção de MI da escala (itens I a V) envolve a força dos flexores de joelho. Isso pode evidenciar a maior relação com a força muscular do MIT.

Embora as correlações com o escore tenham sido menores do que em relação à força, a EFM-MI é a escala que melhor se relaciona com os dados extraídos do jogo. Vale salientar que, embora as tarefas relacionadas ao escore sejam diferentes das tarefas da EFM-MI, os mecanismos utilizados para o controle motor em ambos os testes parecem se relacionar. Essa observação é reforçada pela capacidade de predição do modelo mostrado na Equação 8.5, em que 86,1% da variação da EFM-MI pode ser explicada pelas variáveis extraídas do jogo.

Por fim, vale destacar que o projeto do escore maximiza a execução correta da tarefa e minimiza o erro. Além disso, mensagens visuais e auditivas relacionadas ao esforço do paciente são usadas para recompensar seu desempenho, com o objetivo de manter a motivação para a continuidade do tratamento. Um aspecto importante da pontuação do jogo encontrado neste estudo está relacionado ao senso de melhora do paciente. Os pacientes geralmente têm pouca noção de seu progresso na reabilitação (SIEGERT; TAYLOR, 2004), o que pode levar ao

abandono do tratamento. Com o JS *mimPong* os pacientes foram motivados pelo aumento do escore durante o tratamento. Assim como no JS *myBalance*, quando questionados sobre sua percepção do tratamento, os pacientes respondiam “Sinto que estou melhor. Quando comecei o tratamento fazia somente 10 pontos e agora estou fazendo 45 pontos”. Essa relação ficou clara para todos os pacientes, o que novamente faz sentido, pois existe correlação entre o escore do JS e a recuperação motora do paciente.

8.3.5 Limitações do Estudo

Embora os resultados encontrados em nosso estudo sejam promissores, o número reduzido de pacientes (tamanho da amostra) não possibilita extrapolar os resultados para a população, apesar das diferenças significativas de pré/pós intervenção. Adicionalmente, vale salientar que não foram encontrados estudos semelhantes a este, o que limita a comparação dos resultados obtidos. Entretanto, os ganhos motores encontrados em nosso estudo foram similares a outros estudos que utilizaram diferentes abordagens terapêuticas.

8.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS DO CAPÍTULO

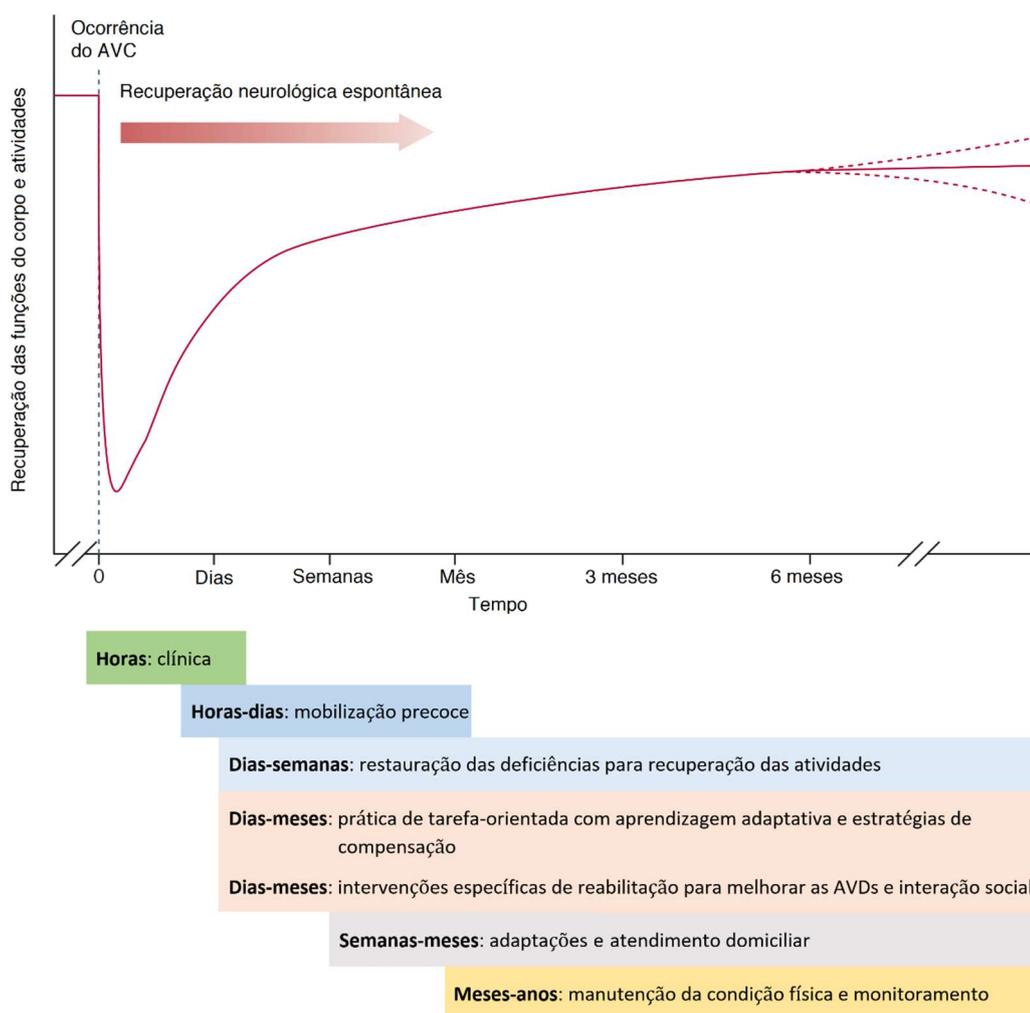
Foi desenvolvido um sistema biomédico baseado em um JS para reabilitação motora do MI de hemiparéticos por AVC. Os resultados clínicos observados a partir do Tamanho do Efeito mostraram que o tratamento foi benéfico para os pacientes, sendo superior aos resultados obtidos com o tratamento baseado em cinesioterapia convencional.

O sistema de pontuação (escore) do jogo pode ser considerado um componente inovador do JS *mimPong*, que possibilita ao terapeuta e ao próprio paciente, acompanhar a evolução do tratamento de uma maneira mais simples e direta. As correlações entre o escore e as escalas clínicas de avaliação mostram que o jogo possui propriedade métrica, sendo um indicativo de que é possível utilizar o escore do jogo como uma ferramenta complementar de avaliação clínica.

9 DISCUSSÃO GERAL

A maioria dos sobreviventes de um AVC ficam com alguma incapacidade crônica. Durante a fase subaguda (3 a 6 meses após o evento), a reabilitação é direcionada para maximizar aspectos de comunicação e cognição (DOBKIN; DORSCH, 2013). Após este período (fase crônica), o foco da reabilitação é a recuperação das habilidades perdidas relacionadas às AVD. No passado existia a ideia de que a recuperação ocorria apenas no primeiro ano após o evento, mas hoje existem evidências de que a recuperação de habilidades funcionais pode ocorrer além do primeiro ano (DEAN et al., 2009). A Figura 56 mostra uma curva hipotética do padrão não-linear de recuperação de um AVC isquêmico de artéria cerebral média, artéria comumente afetada em um AVC (KWAKKEL et al., 2014).

Figura 56 - Curva hipotética do padrão não-linear de recuperação do AVC



Fonte: Produção do próprio autor, 2018, modificado de Kwakkel et al. (2014)

A perspectiva de conseguir reabilitar o paciente, mesmo anos após o AVC, tem motivado a busca de novas estratégias para melhorar e/ou manter as condições funcionais destes pacientes. Nesse sentido, os jogos digitais têm se destacado como uma estratégia promissora para a reabilitação pós-AVC.

Em geral, o uso de jogos digitais na reabilitação está relacionado com o fator motivacional, porque, a princípio, jogos são divertidos de jogar. A motivação é essencial na reabilitação pós-AVC, pois, em geral, o processo é longo e muitas vezes pode ser permanente, levando o paciente a desmotivação e ao abandono da terapia. Especialmente nesta última década, a inovação na forma de controlar os jogos com interfaces naturais ao ser humano, como controle por movimento e voz, favoreceram a utilização de jogos digitais na prática clínica. Entretanto, ainda existem limitações terapêuticas para o seu uso, tais como: não contemplam todos os aspectos do processo de reabilitação (STAIANO; FLYNN, 2014); não consideram as limitações do paciente (STAIANO; FLYNN, 2014); não geram dados para análise (PROFFITT, 2014); não há relação do score do jogo com o desempenho da atividade de tratamento (GOBLE; CONE; FLING, 2014; ANDERSON et al., 2015); o design visual do jogo nem sempre é apropriado para a população alvo (STAIANO; FLYNN, 2014); jogos comerciais típicos podem aumentar o risco nos procedimentos terapêuticos (CHAO; SCHERER; MONTGOMERY, 2014; TAYLOR et al., 2011), e eles não têm ajustes de jogabilidade para diferentes graus de comprometimento do paciente (ANDERSON et al., 2015; SOARES et al., 2016). Estas limitações indicam que não é trivial desenvolver jogos específicos (JS) para reabilitação. O JS deve ser motivador e efetivo para o paciente, e equilibrar estes aspectos é um desafio. O projeto de um JS para reabilitação é um trabalho multidisciplinar e deve envolver, ao menos, especialistas das áreas de saúde e tecnologia.

Ao longo deste trabalho, estiveram envolvidos no projeto, engenheiros e fisioterapeutas, com conhecimentos em hardware, software e reabilitação neurológica. É com base no conhecimento da equipe que se define o que reabilitar, qual a terapia que será utilizada, qual a tecnologia mais adequada, quais as características do JS (equilibrando os requisitos terapêuticos com os aspectos motivacionais) e como será a avaliação clínica dos pacientes. Por isso, combinar todas estas variáveis exigiu tempo e dedicação da equipe. Embora a fase inicial do projeto seja fundamental, ela não é definitiva. Mesmo com o conhecimento adequado do processo, é improvável que se consiga contemplar todos os aspectos terapêuticos da reabilitação sem a necessidade de ajustes no projeto. No entanto, uma etapa inicial bem planejada minimiza eventuais problemas maiores no projeto.

No projeto do JS *myBalance*, por exemplo, na fase de testes com os especialistas, observou-se que a o diâmetro da semiesfera acoplada a prancha não era adequado, pois a velocidade de movimentação da prancha estava alta, considerando a utilização por pacientes hemiparéticos. Embora detalhes como este possam ser corrigidos antes da etapa clínica, algumas especificidades só podem ser observadas na utilização com os pacientes. Por isso é fundamental a integração da equipe em todas as etapas do projeto. Ajustes e/ou alterações podem ser necessários na interface de controle (e.g. prancha de equilíbrio), na mecânica do JS ou até mesmo nos protocolos de reabilitação. É importante salientar que existia uma experiência prévia dos especialistas com outros trabalhos desenvolvidos com reabilitação do equilíbrio em hemiparéticos por AVC, o que certamente favoreceu o delineamento mais preciso de todas as etapas do projeto. Um resultado importante deste estudo veio com a comparação entre o desempenho de sujeitos hemiparéticos e sujeitos saudáveis (não treinados) utilizando o JS *myBalance*. A questão era definir o que seria uma melhora importante para os pacientes, uma vez que não existia valores referencias para o sistema proposto. É importante salientar que o JS está relacionado somente com o aprendizado motor, portanto, posicionar a bola dentro da área alvo requer pouco esforço cognitivo para completar a tarefa. Assim, 12 sujeitos saudáveis (sem disfunção de equilíbrio) foram selecionados para definir um valor referencial para o JS. Os valores de escore para a Estabilometria Dinâmica Básica (EDB) do GE ($24,3 \pm 16,8$) e do GR ($69,1 \pm 13,8$) indicam que havia uma diferença significativa ($p < 0,001$) no equilíbrio entre os pacientes e os sujeitos saudáveis antes da intervenção. Após o programa de reabilitação, o escore do GE passou para $71,9 \pm 13,1$ ($p = 0,540$), indicando que os pacientes melhoraram seu desempenho, atingindo um nível semelhante ao dos sujeitos saudáveis. A comparação do deslocamento do COP para a EDB entre os pacientes ($121,4 \pm 29,7$ cm) e sujeitos saudáveis ($88,3 \pm 25,9$ cm) antes da intervenção, mostra que o nível de oscilação entre os grupos era diferente ($p = 0,001$). Após a intervenção, o deslocamento COP do GE ($76,2 \pm 14,0$ cm) foi estatisticamente semelhante ao GR ($p = 0,109$), mas ainda melhor.

O projeto do JS *mimPong* foi mais complexo e foi necessária uma etapa piloto com pacientes para chegar a versão atual do projeto. Durante o teste piloto várias modificações foram feitas, tais como: alteração no projeto mecânico da cadeira extensora de joelho; mudança do posicionamento do paciente na cadeira; ajustes no sistema de aquisição do sinal de força e alteração da célula de carga; alterações no protocolo de avaliação do controle muscular com o JS; e alterações de jogabilidade no JS; Na etapa piloto participaram 5 indivíduos hemiparéticos na fase crônica do AVC. Embora todos os pacientes tenham evoluído nas variáveis clínicas avaliadas, indicando que o tratamento foi benéfico, os resultados da fase experimental (com 11

pacientes crônicos) foram melhores. A Tabela 8 mostra os Tamanhos do Efeito (d) para comparação entre o grupo experimental (GE) e grupo piloto (GP). Os valores dos escores não foram comparados porque as métricas utilizadas foram diferentes. Entretanto, vale destacar que a análise de correlação entre os escores do JS e a escala de avaliação da recuperação motora (EFM-MI) melhorou significativamente com as mudanças efetuadas no projeto. A correlação entre o escore de quadríceps (lado parético) e a EFM-MI para o GP foi de 0,17 ($p=0,238$) e para o GE foi de 0,68 ($p=0,001$). Para o escore de isquiotibiais a correlação foi de 0,13 ($p=0,367$) para o GP e de 0,72 ($p<0,001$) para o GE. Estes valores significativos possibilitaram estabelecer uma boa relação entre a recuperação motora e o JS. O modelo preditivo para a EFM-MI com os dados de escore e força conseguiu explicar 86,1% da recuperação motora.

Tabela 8 - Tamanho do efeito (d) das variáveis clínicas do GE e GP

Variáveis Clínicas	d	
	GE (n=11)	GP (n=5)
EFM-MI	1,0	0,4
TUGT [s]	0,3	0,3
TVM [m/s]	0,4	0,0
EAM	0,8	0,7
FMQF-P [kgf]	0,5	0,3
FMIT-P [kgf]	1,1	0,6
FMQF-NP [kgf]	0,3	0,2
FMIT-NP [kgf]	0,6	0,2

EFM-MI= Escala de Fugl-Meyer (membro inferior); TUGT= Timed Up and Go Test; TVM= Teste de Velocidade da Marcha; EAM= Escala de Ashworth Modificada; FMQF= Força de quadríceps femoral; FMIT= Força de isquiotibiais; P= Parético; NP= Não-parético.

Fonte: Produção do próprio autor, 2018.

Como já destacado ao longo deste trabalho, a complexidade da reabilitação tem relação com a diversidade dos possíveis danos neurológicos decorrentes do AVC. Mais especificamente, a hemiparesia é a seqüela mais presente nos pacientes e tem um impacto importante na qualidade de vida dessa população. O MSL evidenciou que a reabilitação motora tem sido o foco dos trabalhos nessa área, em que a maioria dos trabalhos foram para reabilitação de membro superior. Poucos trabalhos envolveram reabilitação do equilíbrio e nenhum trabalho

foi encontrado para reabilitação motora de MI. Vale salientar que o foco do nosso trabalho, antes mesmo do MSL, era na reabilitação motora de MI e equilíbrio. Nesse sentido, o MSL reforçou nossa escolha, identificando uma importante lacuna na área. Díaz, Gil e Sánchez (2011), em uma revisão sistemática, destacam que um terço dos pacientes sobreviventes de um AVC não recuperam a capacidade de andar de forma independente e o restante caminha de maneira assimétrica. A redução da capacidade de deambular compromete significativamente a qualidade de vida dos pacientes. Por isso a recuperação da marcha é um dos principais objetivos da reabilitação. Entretanto, a reabilitação de MI, principalmente da marcha, é uma tarefa complexa que requer a participação de uma equipe de terapeutas, e que envolve risco de queda para o paciente. Nestes casos, a robótica surge como uma solução para automatizar o treinamento, reduzindo o esforço físico dos terapeutas, possibilitando movimentos repetitivos com mais intensidade e avaliação quantitativa da recuperação motora do paciente. Entretanto, dispositivos robóticos, em geral, não são tecnologias de baixo custo, o que limita o amplo acesso à terapia. Os sistemas desenvolvidos neste trabalho podem ser considerados de baixo custo, se comparados aos dispositivos robóticos, o que favorece a sua utilização na prática clínica.

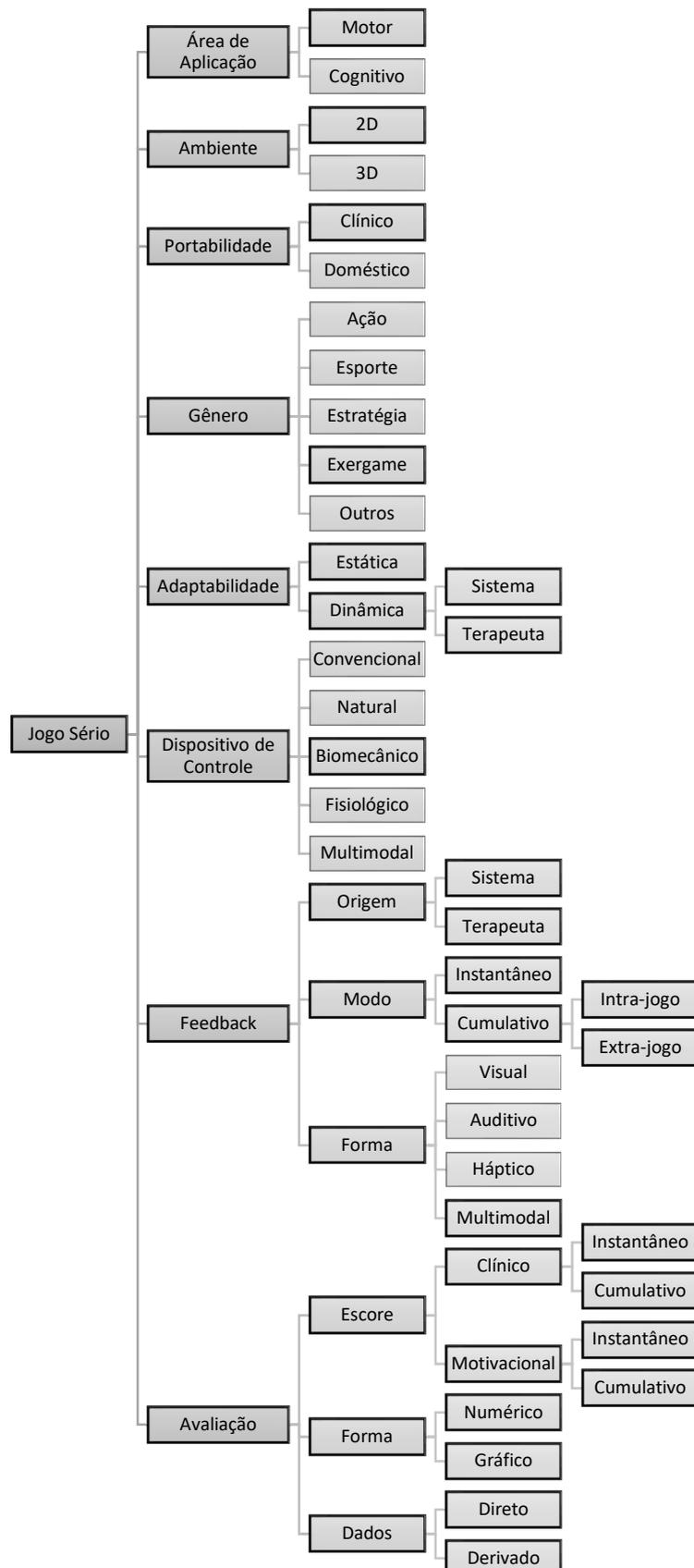
Os resultados do JS *myBalance* e JS *mimPong* podem ser considerados promissores, mas novas investigações são necessárias para evidenciar a eficácia do sistema biomédico proposto. Os intrincados mecanismos do sistema neurológico tornam o processo de reabilitação pós-AVC uma tarefa complexa. Takeuchi e Izumi (2013) destacam que maioria dos protocolos de reabilitação relacionados ao AVC é baseada na aprendizagem motora para induzir a plasticidade neural, que se refere à capacidade do cérebro para desenvolver novas interconexões neuronais, adquirir novas funções e compensar a deficiência, e estas alterações neuronais são maiores quando a abordagem utilizada é repetitiva e intensiva. Por isso, é recomendado que a reabilitação seja em unidades de terapia especializadas que podem fornecer um atendimento completo, envolvendo avaliação, definição de metas, intervenção e reavaliação. Muitos estudos reforçam a questão da repetição e intensidade como fundamentais na reabilitação, entretanto isso não é uma tarefa simples, principalmente no pós-AVC, em que é comum a incidência da depressão. Robertson e colaboradores (2015) afirmam que 1/3 dos sobreviventes sofrem de depressão pós-AVC e que a demora em identificar a depressão pode afetar a reabilitação, resultando em piores resultados funcionais, redução do desempenho cognitivo e, em alguns casos, levar a morte. Portanto, buscar estratégias de reabilitação que motivem o paciente é fundamental para a eficácia do processo, sendo esse, um dos motivos para o uso dos jogos digitais como recurso terapêutico. Entretanto, essa abordagem ainda é relativamente recente, o que revela um enorme campo a ser explorado cientificamente. Ravenek e colaboradores (2016)

destacam que a falta de rigor científico nos estudos com jogos aplicados a área da saúde é um fator que limita as evidências de eficácia. Essa afirmação é corroborada pelos achados do MSL apresentado no Capítulo 4. As lacunas encontradas no mapeamento levaram a proposta de um modelo conceitual para desenvolvimento de sistemas para reabilitação do AVC. Adicionalmente, foi proposta uma taxonomia de JS para reabilitação pós-AVC, que pode ser utilizada como um guia para determinação das características desejadas no JS, com base na especificidade do que se deseja reabilitar. A Figura 57 mostra as características (destacadas com contorno) que estão presentes nos JS *myBalance* e *mimPong*, os quais têm as mesmas características gerais.

O modelo conceitual STRONGER (NOVELETTO et al., 2018), preconiza a interação entre os especialistas do projeto e o uso dos dados gerados pelo JS para análise de propriedades métricas que podem ser utilizadas como escore clínico e motivacional. O projeto do sistema de pontuação do jogo (escore) pode ser considerado uma das contribuições deste trabalho e a abordagem parece ser inovadora, uma vez que não foram encontrados trabalhos correlatos com a proposta de usar o escore do jogo como uma ferramenta para avaliação clínica. Os resultados obtidos em ambos JS são um indicativo de que esta hipótese é viável, ou seja, o escore do jogo pode representar uma informação com valor clínico. Essa relação é particularmente importante, porque, em geral, os pacientes têm pouca noção de seu progresso na reabilitação (SIEGERT; TAYLOR, 2004), e isso é um fator que pode levar ao abandono do tratamento. Esta relação ocorre quando existe o equilíbrio entre os aspectos terapêuticos e motivacionais no jogo. Nos projetos do JS *mimPong* e *myBalance* este balanceamento parece ter sido encontrado, pois os pacientes perceberam esta relação relacionando a sua melhora (clínica) com a melhora na pontuação do jogo.

Embora a proposta do STRONGER tenha se originado a partir do MSL, vale destacar que o aprimoramento do modelo é resultado da experiência e parceria dos especialistas envolvidos no projeto. É importante reforçar que sem a interação dos especialistas, o STRONGER é somente mais um modelo conceitual sem resultado prático. O sucesso do projeto depende do conhecimento das questões relacionadas ao processo da reabilitação, e são os especialistas que podem dar as respostas adequadas para questões de como reabilitar, como fazer, como avaliar e como motivar. E isso exige parceria. Durante 2 anos, foram cerca de 20 horas semanais dentro de um ambiente clínico, acompanhando todas as etapas do projeto, inclusive com os pacientes.

Figura 57 - Características dos JS *myBalance* e *mimPong* usando a taxonomia proposta



A evolução clínica dos pacientes atendidos pelo projeto é um indicativo de que as abordagens utilizadas foram adequadas e podem ser utilizadas na prática clínica. Atualmente, ambos os JS estão em uso na rotina de atendimento da clínica, onde são realizados cerca de 9200 atendimentos ao ano, todos gratuitos. Estes números reforçam a importância de buscar continuamente novas estratégias de reabilitação.

Por fim, algumas limitações deste estudo merecem ser destacadas. Primeiramente, é preciso considerar a própria heterogeneidade dos déficits provocados pelo AVC, o que dificulta a formação de grupos semelhantes. Isso leva a outra limitação: o número de pacientes. Embora as diferenças de pré e pós-intervenção tenham sido significativas em ambos os projetos, o tamanho das amostras não possibilita extrapolar os resultados para a população. Entretanto, vale destacar que os experimentos foram realizados pela mesma equipe e os Tamanhos do Efeito indicaram que os resultados foram benéficos para os pacientes.

10 CONCLUSÕES

Um amplo levantamento bibliográfico foi realizado para entender as especificidades da área e estabelecer os requisitos necessários para validar a hipótese apresentada e alcançar os objetivos do trabalho. Em linhas gerais, observou-se que reabilitação pós-AVC é uma área complexa e multidisciplinar, e pode/deve envolver especialistas de diferentes áreas da ciência, como saúde e tecnologia, por exemplo. Especificamente em JS para reabilitação pós-AVC, percebeu-se que a validação clínica é a principal limitação. Considerando essas observações, foram estabelecidos objetivos específicos para a sequência do trabalho.

Foi desenvolvido um dispositivo biomédico com múltiplos dispositivos de entrada (fisiológico e biomecânicos), classificados de acordo com a taxonomia proposta no Capítulo 5. Este dispositivo biomédico foi utilizado em 3 diferentes projetos. No primeiro projeto, apresentado no Capítulo 6, o dispositivo foi utilizado como interface biomédica para *biofeedback*. Nos outros projetos, apresentados nos Capítulos 7 e 8, o dispositivo foi adaptado para uso como interface de controle nos JS *myBalance* (acelerometria) e *mimPong* (dinamometria). Os resultados mostraram que a solução é viável para utilização como um dispositivo para *biofeedback*. O desenvolvimento de interfaces de controle para JS adaptadas ao paciente pode ser considerada uma das contribuições inéditas desta tese.

Para validação clínica das propostas foram desenvolvidos dois JS para reabilitação. O primeiro JS (*myBalance*) foi desenvolvido para reabilitação do equilíbrio e o segundo JS (*mimPong*) foi desenvolvido para reabilitação da força e controle muscular. Os protocolos clínicos para as sessões terapêuticas foram propostos por especialistas em neuroreabilitação. Os resultados clínicos em ambos os JS mostraram que a abordagem utilizada foi benéfica para todos os pacientes. No JS *myBalance*, os resultados da avaliação do equilíbrio mostraram que os pacientes melhoraram o seu equilíbrio ao nível de sujeitos saudáveis. No JS *mimPong*, os resultados do grupo experimental, que utilizou o JS, foram superiores ao grupo controle, que utilizou terapia convencional.

Parte da hipótese deste trabalho é de que existe relação entre a pontuação do jogo e o desempenho clínico do paciente. Para verificar essa afirmação foi proposto um sistema de pontuação para cada JS com base na metodologia apresentada no Capítulo 5. Vale destacar que no projeto dos JS foram considerados os aspectos importantes da reabilitação e que estes estão relacionados aos elementos do jogo. Os resultados das análises estatísticas mostraram que *existe relação entre a pontuação do jogo e o desempenho clínico do paciente*. Foram encontradas

relações significativas entre a pontuação do jogo e as escalas clínicas para avaliação do equilíbrio (EEB) e recuperação motora do membro inferior (EFM-MI).

Outra contribuição inédita deste trabalho é o modelo conceitual STRONGER, que sumariza a relação entre os elementos necessários para o projeto de um JS para reabilitação pós-AVC: *especialistas, paciente, jogo sério, dispositivo biomédico e score*. A proposta do STRONGER foi pautada no rigor científico e preconiza como elementos fundamentais para a efetividade do JS, os especialistas e o sistema de pontuação. São os especialistas que podem dar as respostas adequadas aos requisitos terapêuticos e tecnológicos do projeto. Um sistema de pontuação que relaciona os elementos do JS (projetados com base nos requisitos terapêuticos) com o desempenho clínico do paciente, pode contribuir com o rigor científico desejado, e que geralmente é negligenciado nos JS da área. Adicionalmente foi proposta uma taxonomia de JS para reabilitação pós-AVC que pode ser utilizada como um guia dos elementos necessários para o projeto do JS. O modelo STRONGER e a taxonomia foram utilizados nos projetos desenvolvidos neste trabalho e os resultados gerais obtidos indicam que ambos se mostraram apropriados.

Os resultados gerais desta tese reforçam que os JS podem ser utilizados com uma estratégia terapêutica na reabilitação pós-AVC. Assim, é possível concluir e que os objetivos gerais desta tese foram alcançados e que nossa hipótese é verdadeira: *É possível utilizar um sistema biomédico baseado em jogo sério para reabilitação motora de pacientes hemiparéticos por AVC por meio de interfaces de controle adaptáveis ao paciente, usando a pontuação do jogo como ferramenta de avaliação clínica.*

Outras contribuições científicas produzidas no decorrer desta tese são apresentadas na seção 10.1.

Embora os resultados apresentados tenham sido significativamente benéficos para os pacientes, certamente este trabalho não é algo definitivo, e pode/deve ser melhorado. Portanto, algumas possibilidades de trabalhos futuros são apresentadas na seção 10.2.

10.1 ARTIGOS PUBLICADOS

1. **Biomedical Serious Game System for Balance Rehabilitation of Hemiparetic Stroke Patients**
IEEE - Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering, 2018
(Qualis A1 - Engenharias IV)
2. **STRONGER: A Serious Game Framework for Post-Stroke Rehabilitation**
Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, 2018
3. **Serious Game for Rehabilitation of the Lower Limb of Hemiparetics Patients after Stroke**
Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, 2018
4. **Jogos Sérios na Reabilitação de Pacientes Pós-Acidente Vascular Cerebral: Um Mapeamento Sistemático da Literatura**
XVI Simpósio Brasileiro de Jogos e Entretenimento Digital, 2017
5. **Reabilitação do Equilíbrio de Pacientes Hemiparéticos por AVC utilizando um Jogo Sério**
XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2016
6. **Jogo Sério Baseado em Sinal de Força para Reabilitação Motora de Hemiparéticos por AVC**
XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2016
7. **Low Cost Biofeedback System for Muscular Strength Analysis and Training**
Revista IEEE Latin America Transactions, 2016
(Qualis B2 - Engenharias IV)
8. **Biomedical Control Interface for a Physical Rehabilitation Serious Game**
Revista IEEE Latin America Transactions, 2016
(Qualis B2 - Engenharias IV)

9. **Floating Electrode Bioimpedance Measurement Technique**
16th International Conference on Electrical Bio-Impedance, 2016
10. **WoBu-Bble – Jogo Sérió para Desenvolvimento do Equilíbrio Dinâmico de Pacientes com Hemiparesia**
XIV Simpósio Brasileiro de Jogos e Entretenimento Digital, 2015
11. **Analog Front-End for the Integrated Circuit AD5933 used in Electrical Bioimpedance Measurements**
II Latin-American Conference on Bioimpedance, 2015
12. **Low-cost Body Impedance Analyzer for Healthcare Applications**
II Latin-American Conference on Bioimpedance, 2015
13. **Dispositivo Biomédico como Interface Computacional para Treino de Equilíbrio Corporal**
XVI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2015
14. **Sistema Portátil de Baixo Custo para Monitoramento de Posição Angular em Reabilitação**
XVI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2015
15. **A Serious Game for Training and Evaluating the Balance of Hemiparetic Stroke Patients**
World Congress on Medical Physics and Biomedical, 2015
16. **Dynamometry as a Coadjuvant Analysis for the Characterization of Frailty Syndrome in the Elderly**
VI Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, 2014
17. **Modelagem e Controle de um Sistema Automatizado para Alívio de Pressão em Pacientes com Risco de Desenvolvimento de Úlceras por Pressão**
XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014

18. **Desenvolvimento de um Dispositivo de Acesso ao Computador para Pessoas com Função Motora Reduzida**

XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014

10.2 TRABALHOS FUTUROS

A área de Jogos Sérios (JS) é muito abrangente e relativamente nova para a ciência, o que abre uma série de possibilidades de pesquisas na área. O levantamento bibliográfico feito neste trabalho apontou alguns pontos críticos da área, sendo que algumas propostas para minimizar as limitações identificadas foram implementadas. No entanto, outras possibilidades podem ser investigadas com o objetivo de aprimorar o trabalho desenvolvido. Algumas melhorias e desdobramentos para trabalhos futuros são descritas a seguir.

- Em jogos utilizados na reabilitação o foco deve ser a recuperação do paciente. No entanto, questões estéticas podem influenciar a motivação do paciente para jogar, o que certamente irá repercutir no processo de reabilitação. O aprimoramento de questões estéticas do JS poderia contribuir para melhorar os resultados terapêuticos com os pacientes. Vale salientar que, para modificar a estética do JS, é importante investigar os aspectos neurológicos envolvidos no processo e que afetam esta população.
- Neste trabalho, as equações que definem o escore foram definidas empiricamente, com base no conhecimento dos especialistas. Embora os resultados tenham sido positivos, é plausível que a equação possa ser otimizada, de forma a expressar a melhor relação entre a pontuação do jogo e o desempenho clínico do paciente. Técnicas de inteligência artificial, por exemplo, poderiam ser utilizadas nesse processo.
- A depressão é um quadro comum em pacientes vítimas de AVC, e afeta decisivamente a reabilitação. Uma área a ser explorada está relacionada aos fatores afetivos envolvidos durante o jogo. Entender os sinais associados ao estado emocional pode ajudar a efetividade da terapia e a continuidade do tratamento. Poderia ser integrado ao jogo, por exemplo, sinais fisiológicos, como batimento cardíaco e condutividade da pele, rastreamento dos olhos, análise de expressão facial, entre outros.

- Déficits de força e equilíbrio também são comuns a outras patologias. Investigar a possibilidade de utilizar este sistema com outras populações especiais, adaptando e/ou modificando o sistema biomédico proposto, poderia estender os benefícios deste trabalho para outras populações.
- O escopo deste trabalho foi limitado a reabilitação pós-AVC. No entanto, é possível que o modelo STRONGER possa ser utilizado em outras áreas da reabilitação, pois o que é preconizado no modelo, a princípio, está relacionado ao próprio processo de reabilitação. Utilizar o modelo em projetos de JS para reabilitação em outras áreas e investigar os resultados poderia ampliar significativamente a sua utilização, possibilitando utilizar o STRONGER como uma referência para projetos de JS para reabilitação.

REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P. et al. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of applied physiology**, v. 93, n. 4, p. 1318-1326, 2002.
- ABDELKADER, G. et al. Mixed reality serious games for post-stroke rehabilitation. In: **2011 5th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth) and Workshops**. IEEE, p. 530-537, 2011.
- ADA, L.; DEAN, C. M.; HALL, J. M.; BAMPTON, J.; CROMPTON, S. A treadmill and overground walking program improves walking in persons residing in the community after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, vol. 84, n. 10, p. 1486-91. 2003.
- ADA, L.; DORSCH, S.; CANNING, C. G. Strengthening interventions increases strength and improve activity after stroke: a systematic review. **Aust J Physiother**, vol. 52, n. 4, p. 241-48. 2006.
- ADAMS, E.; DORMANS, J. **Game mechanics: advanced game design**. New Riders, 2012.
- ALAMRI, A.; EID, M.; IGLESIAS, R.; SHIRMOHAMMADI, S.; EL SADDIK, A. Haptic virtual rehabilitation exercises for post-stroke diagnosis. In: **IEEE Transactions on instrumentation and measurement**, vol. 57, n. 9, p. 1876-84. 2008.
- ALANKUS, G. et al. Stroke therapy through motion-based games: a case study. **ACM Transactions on Accessible Computing (TACCESS)**, v. 4, n. 1, p. 3, 2011.
- ALANKUS, G.; KELLEHER, C. Reducing compensatory motions in video games for stroke rehabilitation. In: **Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems**. ACM; p. 2049-2058. 2012.
- ALMEIDA, G. L.; CARVALHO, R. L.; TALIS, V. L. Postural strategy to keep balance on the seesaw. **Gait Posture**, 23(1):17-21. 2006.
- ALMEIDA, S. R. M. Análise epidemiológica do acidente vascular cerebral no Brasil. **Revista Neurociências**, vol. 20, n. 4, p. 481-2. 2012.
- ALVAREZ, J; DJAOUTI, D. An introduction to Serious game Definitions and concepts. **Serious Games & Simulation for Risks Management**, v. 11, p. 11-15, 2011.
- ANDERSON, K. R. et al. Virtual reality video games to promote movement recovery in stroke rehabilitation: a guide for clinicians. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 96, n. 5, p. 973-976, 2015.
- BARANYI, R. et al. Chances for serious games in rehabilitation of stroke patients on the example of utilizing the Wii Fit Balance Board. In: **Serious Games and Applications for Health (SeGAH)**, 2013 IEEE 2nd International Conference on. IEEE, p. 1-7, 2013.
- BARCALA, L. Análise do equilíbrio em pacientes hemiparéticos após o treino com o programa Wii Fit. **Revista Fisioterapia em Movimento**, vol. 24, n. 2, p. 337-43. 2011.

BATCHELOR, F. A.; HILL, K. D.; MACKINTOSH, S. F.; SAID, C. M. What works in falls prevention after stroke? A systematic review and meta-analysis. **Stroke**, vol. 41, n. 8, p. 1715-22. 2010.

BATCHELOR, F. A.; MACKINTOSH, S. F.; SAID, C. M.; HILL, K. D. Falls after stroke. **International Journal of Stroke**, vol. 7, n. 6, p. 482-90. 2012.

BÉJOT, Y.; DAUBAIL, B.; GIROUD, M. Epidemiology of stroke and transient ischemic attacks: Current knowledge and perspectives. **Revue Neurologique** (Paris), vol. 172, n. 1, p. 59-68. 2016.

BELGEN, B. et al. The association of balance capacity and falls self-efficacy with history of falling in community-dwelling people with chronic stroke. **Arch Phys Med Rehabil.**, 87(4):554-61. 2006.

BENJAMIN, E. J. et al. Heart disease and stroke statistics-2017 update: a report from the American Heart Association. **Circulation**, 135, n. 10, p. 146-603, 2017.

BENSENOR, I. M.; GOULART, A. C.; SZWARCZALD, C. L.; VIEIRA, M. L. F. P.; MALTA, D. C.; LOTUFO, P. A. Prevalence of stroke and associated disability in Brazil: National Health Survey – 2013. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, vol. 73, n. 9, p. 746-750. 2015.

BETHOUX, F. Spasticity management after stroke. **Physical medicine and rehabilitation clinics of North America**, v. 26, n. 4, p. 625-639, 2015.

BILLINGER et al. Exercise Recommendations for Stroke Survivors - A Statement for Healthcare Professionals From the American Heart Association/American Stroke Association, **Stroke**, 45: 2532-2553. 2014.

BOHANNON, R. W. Hand-grip dynamometry predicts future outcomes in aging adults. **J Geriatr Phys Ther.** 31(1):3-10. 2008.

BOHANNON, R. W. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, vol. 78, n. 1, p. 26-32.1997.

BORGHESE, A.; MAINETTI, R.; PIROVANO M.; LANZI, P. L. An Intelligent Game Engine for the At-Home Rehabilitation of Stroke Patients, in **IEEE 2nd International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)**, 2013.

BOUGHZALA, I.; BOUOUD, I.; MICHEL, H. Characterization and Evaluation of Serious Games: A perspective of their use in higher education. 46th Hawaii International Conference on System Sciences, **IEEE Computer Society**. 2013.

BOWER, K. J. et al. Clinical feasibility of interactive motion-controlled games for stroke rehabilitation. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 12, n. 1, p. 1, 2015.

BREUER J.; BENTE, G. Why so serious? On the Relation of Serious Games and Learning. *Eludamos*. **Journal for Computer Game Culture**. 4 (1), p. 7-24. 2010.

- BREWER, L. et al. Stroke rehabilitation: recent advances and future therapies. **QJM**, p. hcs174, 2012.
- BROEREN, J.; BJORKDAHL, A.; CLAESSION, L.; GOUDE, D.; LUNDGREN NILSSON, A.; SAMUELSSON, H. et al. Virtual rehabilitation after stroke. **Studies in Health, Technology and Informatics**, vol. 136, p. 77-82. 2008.
- BROWN, E. V. D. et al. Preliminary investigation of an electromyography-controlled video game as a home program for persons in the chronic phase of stroke recovery. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 95, n. 8, p. 1461-1469, 2014.
- BROX, E.; FERNANDEZ-LUQUE, L.; TØLLEFSEN, T. Healthy Gaming – Video Game Design to promote Health, **Appl Clin Inf**; 2: 128–142. 2011.
- BRUCKER, B. S.; BUYLAEVA, N. V. Biofeedback effect on electromyography responses in patients with spinal cord injury. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 77, n. 2, p. 133-137, 1996.
- BRUNO-PETRINA A. Motor Recovery In Stroke. **Medscape Drug Reference**. Disponível em: <<http://emedicine.medscape.com>>. Acesso em: 01 set. 2018.
- BRYSON, S. Virtual reality in scientific visualization. **Communications of the ACM**, pp. 62-71, vol. 39, n. 5. 1996.
- BURDEA, G. C. Virtual rehabilitation: benefits and challenges. **Methods of Information in Medicine**, vol. 42, n. 5, p. 519-23. 2003.
- BURKE, J. W. et al. Augmented reality games for upper-limb stroke rehabilitation. In: **Games and Virtual Worlds for Serious Applications (VS-GAMES), 2010 Second International Conference on IEEE**, p. 75-78, 2010.
- BURKE, J. W. et al. Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games. **The Visual Computer**, 25, n. 12, p. 1085-1099, 2009.
- BURKE, J. W. et al. Serious games for upper limb rehabilitation following stroke. In: **Games and Virtual Worlds for Serious Applications, 2009. VS-GAMES'09. Conference in. IEEE**, p. 103-110, 2009.
- BURKE, J. W. et al. Vision based games for upper-limb stroke rehabilitation. In: **Machine Vision and Image Processing Conference, 2008. IMVIP'08. International. IEEE**, p. 159-164, 2008.
- CARABEO, C. G. G. et al. Stroke patient rehabilitation a pilot study of an android-based game. **Simulation & Gaming**, v. 45, n. 2, p. 151-166, 2014.
- CHAGAS, E. F.; TAVARES, M. C. G. C. F. A simetria e transferência de peso do hemiplégico: relação essa condição com o desempenho de suas atividades funcionais. **Revista de Fisioterapia**, vol. 8, p. 40-50. 2001.
- CHANG, S. H.; ZHOU, P.; RYMER, W. Z.; LI, S. Spasticity, weakness, force variability, and sustained spontaneous motor unit discharges of resting spastic–paretic biceps brachii muscles in chronic stroke. **Muscle Nerve**, vol. 48, n. 1, p. 85-92. 2013.

CHANG, Y. C.; CHEN, S. F.; HUANG, J. D. A Kinect-based for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities. **Research in Developmental Disabilities**, vol. 32, no. 6, pp. 2566-2570. 2011.

CHAO, Y-Y.; SCHERER, Y. K.; MONTGOMERY, C. A. Effects of using Nintendo Wii™ exergames in older adults: a review of the literature. **Journal of aging and health**, v. 27, n. 3, p. 379-402, 2015.

CHEN J. Flow in Games (and Everything Else). **Communications of the ACM**, Vol. 50, No. 4. 2007.

CHEN, C. L. et al. Comparison of the Effects between Isokinetic and Isotonic Strength Training in Subacute Stroke Patients. **Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases**, v. 24, n. 6, p. 1317-23, 2015.

CHOI, Y-H.; PAIK, N-J. Mobile game-based virtual reality program for upper extremity stroke rehabilitation. **JoVE (Journal of Visualized Experiments)**, n. 133, p. e56241-e56241, 2018.

CLAFIN, E. S.; KRISHNAN, C.; KHOT, S. P. Emerging treatments for motor rehabilitation after stroke. **The Neurohospitalist**, vol. 5, n. 2, p. 77-88. 2015.

CLEMENSON, G. D.; STARK, C. E. L. Virtual environmental enrichment through video games improves hippocampal-associated memory. **Journal of Neuroscience**, v. 35, n. 49, p. 16116-16125, 2015.

COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. Hillsdale: Lawrence Earlbaum Associates, 1988.

CONVERSE, H. et al. An EMG biofeedback device for video game use in forearm physiotherapy. In: **Sensors**, 2013 IEEE. IEEE, p. 1-4. 2013.

COOPER, A. et al. The relationship of lower limb muscle strength and knee joint hyperextension during the stance phase of gait in hemiparetic stroke patients. **Physiotherapy Research International**, v. 17, n. 3, p. 150-156, 2011.

CORREA et al., C. S. Analysis of maximal isometric force and EMG signal in lower limb exercise. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 13, n. 6, p. 429-435, 2011.

COSTA, R. R. G. **Perfil do desempenho neuromuscular, marcha e equilíbrio em indivíduos acometidos pelo acidente vascular encefálico em comparação a controle pareados**. 2015. 65 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade de Brasília, Programa de Pós Graduação em Educação Física. Brasília, 2015.

COSTA, R. M. E. M.; DE CARVALHO, L. A. V. O uso de jogos digitais na Reabilitação Cognitiva. In: **Workshop de Jogos Digitais na Educação**. 2005. p. 19.

CROSSMAN, A. R.; NEARY, D. **Neuroanatomy: an illustrated colour text**. Elsevier Health Sciences. 2014.

CSIKSZENTMIHALYI, M. Flow: **The psychology of optimal experience**. Harper Perennial Modern Classics. 1991.

CURTIS, J. et al. Rehabilitation of handwriting skills in stroke patients using interactive games: a pilot study. In: **CHI'09 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems**. ACM, 2009. p. 3931-3936.

DADAFSHAR, M. **Accelerometer and Gyroscopes Sensors: Operation, Sensing, and Applications**, Application Note Maxim. 2014.

DANESHFARD, B.; IZADI, S.; SHARIAT, A.; TOUDAJI, M. A.; BEYZAVI, Z.; NIKNAM, L. Epidemiology of stroke in Shiraz, Iran. **Iranian Journal of Neurology**, vol. 14, n. 3, p. 158-63. 2015.

DATA-SUS (Departamento de Informática do SUS), 2012. Ministério da Saúde/SE/Datasus – Sistema de Informações Hospitalares do SUS – SIH/SUS. **Indicadores de Morbidade. Taxa de Internação Hospitalar (SUS) por Causas Seleccionadas**. CID-10: Doenças cerebrovasculares. Disponível em: <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?idb2012/d29.def>>. Acesso em: 01 set. 2018.

DATA-SUS (Departamento de Informática do SUS), 2015. MS/SVS/CGIAE – Sistema de Informações sobre Mortalidade – SIM. **Dados Preliminares de Mortalidade por Causas Seleccionadas**. CID-10: Doenças cerebrovasculares. Disponível em: <<http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sim/cnv/pobt10uf.def>>. Acesso em: 01 set. 2018.

DE LUCA A. J. (2002) **Delsys DelSys Incorporated**. Disponível em <https://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGIntro.pdf>. Acesso em: 01 set. 2018.

DE LUCA C. J. **Electromyography. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**, John Wiley Publisher, 98-109. 2006.

DE LUCA C. J. **The Use Of Surface Electromyography In Biomechanics**. Neuromuscular Research Center, Boston University, 1993.

DEAN et al., C. M. Exercise intervention to prevent falls and enhance mobility in community dwellers after strokes. **BMC Neurology**, 9, n. 38, pp. 1-6, 2009.

DÍAZ, I; GIL, J. J.; SÁNCHEZ, E. Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges. **Journal of Robotics**, v. 2011, 2011.

DICKSTEIN, R. Rehabilitation of gait speed after stroke: a critical review of intervention approaches. **Neurorehabilitation and neural repair**, v. 22, n. 6, p. 649-660, 2008.

DJAOUTI, Damien et al. A gameplay definition through videogame classification. **International Journal of Computer Games Technology**, v. 2008, p. 4, 2008.

DJAOUTI, D.; ALVAREZ, L.; JESSEL, J-P. Classifying serious games: the G/P/S model. In: **Handbook of research on improving learning and motivation through educational games: Multidisciplinary approaches**. IGI Global, p. 118-136, 2011.

DOBKIN, B. H. Strategies for stroke rehabilitation. **The Lancet Neurology**, vol. 3, n. 9, p. 528-36. 2004.

DOBKIN, B. H.; DORSCH, A. New evidence for therapies in stroke rehabilitation. **Current atherosclerosis reports**, v. 15, n. 6, p. 331, 2013.

DÖMOK, T. et al. "Break the Bricks" Serious Game for Stroke Patients. In: **International Conference on Computers for Handicapped Persons**. Springer Berlin Heidelberg, p. 673-680, 2012.

DORSCH, S.; ADA, L.; CANNING, C. G. Lower limb strength is significantly impaired in all muscle groups in ambulatory people with chronic stroke: a cross-sectional study. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 97, n. 4, p. 822-527, 2016.

DORSCH, S.; ADA, L.; CANNING, C. G.; AL ZHARANI, M.; DEAN, C. The strength of the ankle dorsiflexors has a significant contribution to walking speed in people who can walk independently after stroke: na observational study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, vol. 93, n. 6, p. 1072-1076. 2012.

DRUMMOND, D.; HADCHOUEL, A.; TESNIÈRE, A. Serious games for health: three steps forwards. **Advances in Simulation**, v. 2, n. 1, p. 3, 2017.

DRUŻBICKI, M. et al. Efficacy of gait training using a treadmill with and without visual biofeedback in patients after stroke: A randomized study. **Journal of rehabilitation medicine**, v. 47, n. 5, p. 419-425, 2015.

DUARTE, M.; FREITAS S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Rev Bras Fisioter.**;14(3):183-92. 2010

EDMANS, J. A.; GLADMAN, J. R.; COBB, S.; SUNDERLAND, A.; PRIDMORE, T.; HILTON, D. et al. Validity of a virtual environment for stroke rehabilitation. **Stroke**, vol. 37, n. 11, p. 2770-75, 2006.

EL TALLAWY, H. N.; FARGHALY, W. M.; BADRY, R.; HAMDY, N. A.; SHEHATA, G. A.; RAGEH, T. A. et al. Epidemiology and clinical presentation of stroke in Upper Egypt (desert area). **Neuropsychiatric Disease and Treatment**, vol. 21, n. 11, p. 2177-83, 2015.

ERAZO, O.; PINO, J. A. Estimating the Difficulty of Touchless Hand Gestures, **IEEE Latin America Transactions**, vol. 12, no. 1, pp. 17-22, 2014.

EVETT, L. et al. Dual camera motion capture for serious games in stroke rehabilitation. In: **Serious Games and Applications for Health (SeGAH), 2011 IEEE 1st International Conference on**. IEEE, p. 1-4, 2011.

FALCÃO, I. V.; CARVALHO, E. M. F.; BARRETO, K. M. L.; LESSA, F. J. D.; LEITE, V. M. M. Acidente vascular cerebral precoce: implicações para adultos em idade produtiva atendidos pelo Sistema Único de Saúde. **Revista Brasileira de Saúde Materno Infantil**, vol. 4, n. 1. P. 95-101, 2004.

FARIA, C. D. et al. Expanded Timed Up and Go Test with subjects with stroke: reliability and comparisons with matched healthy controls. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 6, p. 1034-38, 2012.

FEIGIN, V. L.; FOROUZANFAR, M. H.; KRISHNAMURTHI, R.; MENSAH, G. A.; CONNOR, M.; BENNET, D. A. et al. Global Burden of Diseases, Injuries, and Risk Factors

Study 2010 (GBD 2010) and the GBD Stroke Experts Group. Global and regional burden of stroke during 1990-2010: findings from the Global Burden of Disease Study 2010. **The Lancet Neurology**, vol. 383, n. 9913, p. 245-54, 2014.

FEIGIN, V. L.; KRISHNAMURTHI, R.; BHATTACHARJEE, R.; PARMAR, P.; THEADOM, A.; HUSSEIN, T. et al. New strategy to reduce the global burden of stroke. **Stroke**, vol. 46, n. 6, p. 1740-7, 2015.

FERNANDO C. K. ; BASMAJIAN J. V. Biofeedback in physical medicine and rehabilitation. **Biofeedback Self Regul**, vol. 3, no. 4, pp. 435-55, 1998.

FISHER, C. J. **Using an Accelerometer for Inclination Sensing**. Application Note AN-1057, Analog Devices, 2010.

FLANSBJER, U. B.; LEXELL, J.; BROGÅRDH, C. Long-term benefits of progressive resistance training in chronic stroke: a 4-year follow-up. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 44, n. 3, p. 218-21, 2012.

FOLEY, N. et al. Upper extremity interventions. Evidence-based review of stroke rehabilitation. London, Ontario: **Socket Solutions**, p. 1-163, 2013.

FRITZ, S. LUSARDI, M. White paper: "walking speed: the sixth vital sign". **Journal of Geriatric Physical Therapy**, vol. 32, n. 2, p. 2-5, 2009.

GAGLIARDI, R. J. Acidente Vascular Cerebral ou Acidente Vascular Encefálico? Qual a melhor nomenclatura. **Revista Neurociências**, vol. 18, n. 2, p. 131-2, 2010.

GIGGINS, O. M.; PERSSON, U. M.; CAULFIELD, B. Biofeedback in rehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, vol. 10, no. 60, 2013.

GIRIKO, C. H. et al. Capacidade funcional de hemiparéticos crônicos submetidos a um programa de fisioterapia em grupo. **Fisioterapia e Pesquisa**, 17, (3): 214-219, 2010.

GOBLE, D. J.; CONE, B. L.; FLING, B. W. Using the Wii Fit as a tool for balance assessment and neurorehabilitation: the first half decade of "Wiisearch". **J Neuroeng Rehabil.**, 11, n. 12, 2014.

GODEFROY, O. et al. Is the montreal cognitive assessment superior to the mini-mental state examination to detect poststroke cognitive impairment?: a study with neuropsychological evaluation. **Stroke**, v. 42, n. 6, p. 1712-1716, 2011.

GRAHN, B. E. M.; BORGQUIST, L. A.; EKDAHL, C. S. Rehabilitation benefits highly motivated patients: a six-year prospective cost-effectiveness study. **International journal of technology assessment in health care**, v. 20, n. 2, p. 214-221, 2004.

GREENBERG, D. A.; AMINOFF, M. J.; SIMON, R. P. **Neurologia clínica**. 5 Ed. Porto Alegre: Editora ArtMed., 472 p., 2005.

GRYSIEWICZ, R. A.; THOMAS, K.; PANDEY, D. K. Epidemiology of ischemic and hemorrhagic stroke: incidence, prevalence, mortality, and risk factors. **Neurologic Clinics**, vol. 26, n. 4, p. 871-95, 2008.

HAFSTEINSDÓTTIR, T. B.; RENSINK, M.; SCHUURMANS, M. Clinimetric properties of the Timed Up and Go Test for patients with stroke: a systematic review. **Topics in Stroke Rehabilitation**, vol. 21, n. 3, p. 197-210, 2014.

HEBERT D. et al. Canadian stroke best practice recommendations: Stroke rehabilitation practice guidelines, update 2015. **Int J Stroke**. 11(4):459-84, 2016.

HEIDARI, M; ABOOTALEBI, C; HOSSEINI, S. A. Validity of Modified Ashworth Scale as a measure of wrist spasticity in stroke patients. **Iranian Rehabilitation Journal**, vol. 9, n. 13, p. 26-30, 2011.

HERMENS, H. J. et al., SENIAM 8 – European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. **Roessingh Research and Development**, ISBN: 90-75452-15-2, 1999.

HIENGKAEW, V.; JITAREE, K.; CHAIYAWAT, P. Minimal detectable changes of the Berg Balance Scale, Fugl-Meyer Assessment Scale, Timed “Up & Go” Test, gait speeds, and 2-minute walk test in individuals with chronic stroke with different degrees of ankle plantarflexor tone. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 93, n. 7, p. 1201-1208, 2012.

HILL, T. R.; GJELLESVIK, T. I.; MOEN, P. M.; TØRHAUG, T.; FIMLAND, M. S.; HELGERUD, J. et al. Maximal strength training enhances strength and functional performance in chronic stroke survivors. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, vol. 91, n. 5, p. 393-400, 2012.

HOLDEN, M. K. et al. Virtual Environment-Based Telerehabilitation In Patients With Stroke. **Cyberpsychology & Behavior**, pp. 212-219, 2005.

HOLLANDS, K. L. et al. Interventions for coordination of walking following stroke: systematic review. **Gait & posture**, v. 35, n. 3, p. 349-359, 2012.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural central of balance to prevent falls. **Age and Ageing**, 35:117-121, 2006.

HOU, X.; SOURINA, O. Emotion-enabled haptic-based serious game for post stroke rehabilitation. In: **Proceedings of the 19th ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology**. ACM, p. 31-34, 2013

HOUDIJK, H. et al. Energy expenditure of stroke patients during postural control tasks. **Gait Posture**, 32(3):321-326, 2010.

HOSSAIN, M. S. et al. Ar-based serious game framework for post-stroke rehabilitation. **Multimedia Systems**, v. 22, n. 6, p. 659-674, 2016.

HUANG, H.; WOLF, S. L.; HE, J. Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, vol. 3, n. 11, p. 1-12, 2006.

HUIZINGA, J. **Homo ludens**. 4. ed. São Paulo: Perspectiva, 2000.

HUNG, J-W. et al. Randomized comparison trial of balance training by using exergaming and conventional weight-shift therapy in patients with chronic stroke. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 95, n. 9, p. 1629-1637, 2014.

HUNICKE, R.; LEBLANC, M.; ZUBEK, R. MDA: A formal approach to game design and game research. In: **Proceedings of the AAAI Workshop on Challenges in Game AI**, p. 1722, 2004.

IMBELLONI, L. E. Títulos de trabalhos científicos: obrigado pela informação contida em seu título. **Rev Bras Anesthesiol**, v. 62, n. 2, p. 140-140, 2012.

JOO, S.; SHIN, D.; SONG, C. The Effects of Game-Based Breathing Exercise on Pulmonary Function in Stroke Patients: A Preliminary Study. **Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research**, v. 21, p. 1806, 2015.

JØRGENSEN, H. S.; NAKAYAMA, H.; RAASCHOU, H. O.; VIVE LARSEN, J.; STØIER, M.; OLSEN, T. S. Outcome and time course of recovery in stroke. Part II: Time course of recovery. The Copenhagen Stroke Study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, vol. 76, n. 5, p. 406-12, 1995.

KALRA, L.; RATAN, R. Recent advances in stroke rehabilitation 2006. **Stroke**, vol. 38, n. 2, p. 235-7, 2007.

KATO, Pamela M. The Role of the Researcher in Making Serious Games for Health. **Serious Games for Healthcare: Applications and Implications**, p. 213-231, 2012.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G. **Músculos, provas e funções**, 5th ed. São Paulo: Manole, 2007.

KERDONCUFF, V.; DURUFLE, A.; PETRILLI, S. et al. Intérêt de la rééducation par biofeedback visuel sur plateforme de stabilométrie dans le prise en charge des troubles posturaux des hémiplésiques vasculaires. **Ann Readapt Med Phys**, 47:169-76, 2004.

KIM, G. Y.; HAN, M. R.; LEE, H. G. Effect of dual-task rehabilitative training on cognitive and motor function of stroke patients. **Journal of physical therapy science**, v. 26, n. 1, p. 1-6, 2014.

KIM, J. H.; JANG, S. H.; KIM, C. S.; JUNG, J. H.; YOU, J. H. Use of virtual reality to enhance balance and ambulation in chronic stroke: a double blind, randomized controlled study. **Am J Phys Med Rehab**, 2009.

KING, M. et al. Bilateral movement training with computer games for stroke rehabilitation. In: **Proceedings of the 4th International Convention on Rehabilitation Engineering & Assistive Technology**. Singapore Therapeutic, Assistive & Rehabilitative Technologies (START) Centre, p. 20, 2010.

KOSINSKI R. J. (2013) A Literature Review on Reaction Time – **Clemson University**. Disponível em: <<http://biae.clemson.edu/bpc/bp/lab/110/reaction.htm#Simple%20vs>>. Acesso em: 01 set. 2018.

KOSTKA, J. et al. Strength of knee flexors of the paretic limb as an important determinant of functional status in post-stroke rehabilitation. **Neurologia i Neurochirurgia Polska**, v. 51, n. 3, p. 227-233, 2017.

KREBS D.E. Biofeedback, in **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. São Paulo: Manole, pp. 719-737, 2004.

KWAKKEL, G. et al. Understanding mechanisms underlying recovery after stroke. **Textbook of Neural Repair and NeuroRehabilitation**, p. 7-25, 2014.

LANGHORNE, P.; BERNHARDT, J.; KWAKKEL, G. Stroke rehabilitation. **The Lancet**, 377, n. 9778, pp. 1693-1702, 2011.

LANGHORNE, P.; COUPAR, F.; POLLOCK, A. Motor recovery after stroke: a systematic review. **Lancet Neurol**, 8: 741–54. 2009.

LATRONICO, N.; GOSSELINK RIK . Abordagem dirigida para o diagnóstico de fraqueza muscular grave na unidade de terapia intensiva. **Rev. bras. ter. intensiva**, vol.27 no.3 São Paulo July/Sept. 2015 Epub Sep 15, 2015

LE BRAUSSER, N.; SAYERS, S.; OUELLETTE, M.; FIELDING, R. Muscle impairments and behavioral factors mediate functional limitations and disability following stroke. **Physical Therapy Journal**, vol. 86, n. 10, p. 1342-50. 2006.

LEE, M. et al. A Further Step to Develop Patient-Friendly Implementation Strategies for Virtual Reality–Based Rehabilitation in Patients With Acute Stroke. **Physical therapy**, v. 96, n. 10, p. 1554-1564, 2016.

LEE, K-H. Effects of a virtual reality-based exercise program on functional recovery in stroke patients: part 1. **Journal of physical therapy science**, v. 27, n. 6, p. 1637, 2015.

LEE, R. G. et al. Development of an augmented reality-oriented game system for stroke rehabilitation assessment. **Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications**, v. 24, n. 05, p. 435-445, 2012.

LEONG, D. P. et al. Prognostic value of grip strength: findings from the Prospective Urban Rural Epidemiology (PURE) study. **The Lancet**, v. 386, n. 9990, p. 266-273, 2015.

LLEDÓ, L. D. et al. A comparative analysis of 2D and 3D tasks for virtual reality therapies based on robotic-assisted neurorehabilitation for post-stroke patients. **Frontiers in aging neuroscience**, v. 8, p. 205, 2016.

LLORENS, R.; GIL-GÓMEZ, J. A.; ALCANIZ, M. et al. Improvement in balance using a virtual reality-based stepping exercise: a randomized controlled trial involving individuals with chronic stroke. **Clin Rehabil.**, 23. 2014a.

LLORENS, R.; NOÉ, E.; COLOMER, C. et al. Effectiveness, usability, and cost-benefit of a virtual reality-based telerehabilitation program for balance recovery after stroke: a randomized controlled trial. **Arch Phys Med Rehabil**. 13. 2014b.

LLOYD-JONES, D. et al. Heart disease and stroke statistics-2009 update: a report from the American Heart Association Statistics Committee and Stroke Statistics Subcommittee. **Circulation**. 2009 Jan 27;119(3):e21-181. 2009.

LOHSE K. R.; COURTNEY, G. E.; HILDERMAN, K. L.; CHEUNG, S. T.; VAN DER LOOS, H. F. M. Virtual reality therapy for adults post-stroke: a systematic review and meta-analysis exploring virtual environments and commercial games in therapy. **Plos One**, vol. 9, n. 3, p. 1-13. 2014.

LOHSE, K. et al. Video games and rehabilitation: using design principles to enhance engagement in physical therapy. **Journal of Neurologic Physical Therapy**, v. 37, n. 4, p. 166-175, 2013.

LOTUFO, P. A.; GOULART, A. C.; FERNANDES, T. G.; BENSEÑOR, I. M. A reappraisal of stroke mortality trends in Brazil (1979-2009). **International Journal of Stroke**, vol. 8, n. 3, p. 155-63. 2013.

LOWOOD, H. Videogames in Computer Space: The Complex History of Pong. **IEEE Annals of the History of Computing Published by the IEEE Computer Society**, 09, 1058-6180, 2009.

LUBETZKY-VILNAI, A.; KARTIN, D. The effect of balance training on balance performance in individuals poststroke: a systematic review. **Journal of neurologic physical therapy**, v. 34, n. 3, p. 127-137, 2010.

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociências: fundamentos para reabilitação**. 3. Ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 477 p, 2008.

MA, M.; BECHKOUM, K. Serious games for movement therapy after stroke. In: **Systems, Man and Cybernetics, 2008. SMC 2008. IEEE International Conference on**. IEEE, p. 1872-1877, 2008.

MACHADO, L. S.; MORAES, R. M.; NUNES, F. L. S.; COSTA, R. M. E. M. Serious games baseados em realidade virtual para educação médica. **Revista Brasileira de Educação Médica**, vol. 35, n. 2, p. 254-62, 2011.

MAKI, T. et al. Reliability study on the application of the Fugl-Meyer scale in Brazil. **Rev. bras. fisioter**, v. 10, n. 2, p. 177-183, 2006.

MAKWANA, M; GUPTA, G. S. Inclinomater based low-cost biofeedback balanceboard for injury rehabilitation. In **Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings IEEE International**, Montevideo, pp. 551-556, 2014.

MARTINS, J. C.; AGUIAR, L. T.; LARA, E. M.; MOURA, J. B.; SOUZA, L. A. C.; TEIXEIRA SALMELA, L. F. et al. Assessment of the strength of the lower limb muscles in subjects with stroke with portable dynamometry: a literature review. **Fisioterapia em Movimento**, vol. 29, n. 1, p. 193-208, 2016.

MASSY-WESTROPP, N. M. et al. Hand grip strength: age and gender stratified normative data in a population-based study. **BMC research notes**, v. 4, n. 1, p. 127, 2011.

MATHWORKS. **Matlab**. Disponível em: <<http://www.mathworks.com/products/matlab/>>. Acesso em: 01 set. 2018.

MAXWELL, J. A. **Qualitative research design: An interactive approach**. Sage publications, 2012.

MAYO, N. E. Stroke rehabilitation at home: lessons learned and ways forward. **Stroke**, v. 47, n. 6, p. 1685-1691, 2016.

MACLEAN, N. et al. The concept of patient motivation: a qualitative analysis of stroke professionals' attitudes. **Stroke**, v. 33, n. 2, p. 444-448, 2002.

MEHTA, S. et al. Resistance training for gait speed and total distance walked during the chronic stage of stroke: a meta-analysis. **Topics in stroke rehabilitation**, v. 19, n. 6, p. 471-478, 2012.

MELDRUM, D. et al. Effectiveness of conventional versus virtual reality based vestibular rehabilitation in the treatment of dizziness, gait and balance impairment in adults with unilateral peripheral vestibular loss: a randomised controlled trial. **BMC Ear, Nose and Throat Disorders**, v. 12, n. 1, p. 3, 2012.

MENEZES, K. K. et al. Previous lower limb dominance does not affect measures of impairment and activity after stroke. **European journal of physical and rehabilitation medicine**, v. 53, n. 1, p. 24-31, 2017.

MICHAEL, D.; CHEN, S. **Serious Games: Games That Educate, Train and Inform**. Muska & Lipman/Premier, 2006.

MORAES, G. F. S.; NASCIMENTO, L. R.; GLÓRIA, A. E.; TEIXEIRA SALMELA, L. F.; PAIVA, C. M. R.; LOPES, T. A. T. et al. A influência do fortalecimento muscular no desempenho motor do membro superior parético de indivíduos acometidos por acidente vascular cerebral. **Acta Fisiátrica**, vol. 15, n. 4, p. 245-48. 2008.

MORITZ, C.; MORRISON, T.; OTIS, B.; BURT, J. RIOS, D. GILBERTSON, T. et al. Neurogame therapy for improvement of movement coordination after brain injury: developing a wireless biosignal game therapy system. In: **Global Humanitarian Technology Conference 2011 (GHTC)**, IEEE, pp. 72-77. 2011.

MORONE, G. et al. The efficacy of balance training with video game-based therapy in subacute stroke patients: a randomized controlled trial. **BioMed research international**, v. 2014, 2014.

NOORKÕIV, R. et al. Accelerometer measurement of upper extremity movement after stroke: a systematic review of clinical studies. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 11:144, 2014.

NOVELETTO, F. et al. STRONGER: A serious game framework for post-stroke rehabilitation. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 61, p. e487, 2018.

NOVELETTO, F.; SOARES, A. V.; BERTEMES-FILHO, P. Low Cost Biofeedback System for Muscular Strength Analysis and Training. **Revista IEEE Latin America Transactions**, Vol. 14, No. 2, Feb. 2016.

NOVELETTO, F; SOARES, A. V.; BERTEMES-FILHO, P.; M. da S. HOUNSELL, M. S.; EICHINGER, F. L. F.; DOMENECH, S. C. Jogo Sérioso Baseado em Sinal de Força para Reabilitação Motora de Hemiparéticos por AVC. **XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, 2016a.

NOVELETTO, F; SOARES, A. V.; MELLO, B. A.; SEVEGNANI, C. N.; BERTEMES-FILHO, P. Reabilitação do Equilíbrio de Pacientes Hemiparéticos por AVC utilizando um Jogo Sérioso. **XXV Congresso Brasileiro de Engenharia biomédica** 2016b.

NOVELETTO, F; BERTEMES-FILHO, P.; M. da S. HOUNSELL; SOARES, A. V. Biomedical Control Interface for a Physical Rehabilitation Serious Game. **Revista IEEE Latin America Transactions**, Vol. 14, No. 1, Jan. 2016c.

NOVELETTO, F.; BERTEMES-FILHO, P.; HOUNSELL, M. da S.; SOARES, A. V. A Serious game for training and evaluating the balance of hemiparetic stroke patients. D. A. Jaffray (ed.), **World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering**, Toronto, Canada, IFMBE Proceedings, 51, 2015a.

NOVELETTO, F; BERTEMES-FILHO, P.; M. S. HOUNSELL, M. S.; SOARES, A. V. Dispositivo Biomédico como Interface Computacional para Treino de Equilíbrio Corporal. **XVI Congresso Brasileiro de Biomecânica (CBB-2015)**, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil. 2015b.

NOVELETTO, F; BERTEMES-FILHO, P.; SOARES, A. V. Sistema Portátil de Baixo Custo para Monitoramento de Posição Angular em Reabilitação. **XVI Congresso Brasileiro de Biomecânica (CBB-2015)**, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil, 2015.

NOVELETTO, F; WATANABE, A. T. Y.; BERTEMES-FILHO, P.; SOARES, A. V.; MARCELINO, E. Dynamometry as a Coadjuvant Analysis for the Characterization of Frailty Syndrome in the Elderly. **VI Latin American Congress on Biomedical Engineering**, IFMBE Proceedings, v. 49, pp 107-110, 2014a.

NOVELETTO, F; LEAL, A. B.; BERTEMES-FILHO, P.; BERNARDES, C. A. H. Desenvolvimento de um Dispositivo de Acesso ao Computador para Pessoas com Função Motora Reduzida. **XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Uberlândia**, Minas Gerais, Brasil, 2014b.

OLIVEIRA, C. B.; MEDEIROS, I. R.; FROTA, N. A. et al. Balance control in hemiparetic stroke patients: main tools for evaluation. **J Rehabil Res Dev.**, 45(8):1215–1226, 2008.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE. **Manual STEPS de Acidentes Vascular Cerebrais da OMS: enfoque passo a passo para a vigilância de acidentes vascular cerebrais**. Genebra, Organização Mundial da Saúde, 2006.

ORTIZ-VIGON URIARTE, I. de L.; GARCIA-ZAPIRAIN, B.; GARCIA-CHIMENO, Y. Game design to measure reflexes and attention based on biofeedback multi-sensor interaction. **Sensors**, v. 15, n. 3, p. 6520-6548, 2015.

OTTOBONI, C.; FONTES, S. V.; FUKUJIMA, M. M. Estudo comparativo entre a marcha normal e a de pacientes hemiparéticos por acidente vascular encefálico: aspectos biomecânicos. **Revista Neurociências**, vol. 10, n. 1, p. 10-6, 2002.

- OVANDO, A. C.; MICHAELSEN, S. M.; CARVALHO, T.; HERBER, V. Avaliação da aptidão cardiopulmonar em indivíduos com hemiparesia após acidente vascular encefálico. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, vol. 96, n. 2, p. 140-7, 2011.
- PAK, S.; PATTEN, C. Strengthening to promote functional recovery poststroke: na evidence-based review. **Topics in Stroke Rehabilitation**, vol. 15, n. 3, p. 177-99, 2008.
- PANDIAN, S.; ARYA, K. N.; KUMAR, D. Minimal clinically important difference of the lower-extremity fugl–meyer assessment in chronic-stroke. **Topics in stroke rehabilitation**, v. 23, n. 4, p. 233-239, 2016.
- PERERA, S. et al. Meaningful change and responsiveness in common physical performance measures in older adults. , 54(5). **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 54, n. 5, p. 743-749, 2006.
- PERSSON, C. U. et al. Timed Up & Go as a measure for longitudinal change in mobility after stroke—Postural Stroke Study in Gothenburg (POSTGOT). **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 11, n. 83, 2014.
- PETERSEN, K.; FELDT, R.; MUJTABA, S.; E MATTSSON, M. Systematic Mapping Studies in Software Engineering, In **12th International Conference on Evaluation and Assessment in Software Engineering (EASE)**, Italy, 10p, 2008.
- PIETRZAK, E.; COTEA, C.; PULLMAN, S. Using commercial video games for upper limb stroke rehabilitation: is this the way of the future? **Top Stroke Rehabil.** Mar-Apr;21(2):152-62, 2014.
- PIROVANO, M. et al. Exergaming and rehabilitation: A methodology for the design of effective and safe therapeutic exergames. **Entertainment Computing**, v. 14, p. 55-65, 2016.
- PRANDON, D. et al. Relationship between lower limb muscle strength and 6-minute walk test performance in stroke patients. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 45, n. 1, p. 105-108, 2013.
- PRANGE, G. B. et al. The Effect of Arm Support Combined With Rehabilitation Games on Upper-Extremity Function in Subacute Stroke A Randomized Controlled Trial. **Neurorehabilitation and neural repair**, v. 29, n. 2, p. 174-182, 2015.
- PROFFITT R. A virtual reality approach to lower extremity rehab - Lower Extremity Review, 2014. Disponível em <<http://lermagazine.com/article/a-virtual-reality-approach-to-lowerextremity-rehab>>. Acesso em: 01 out. 2018.
- RADANOVIC, M. Características do Atendimento de Pacientes com Acidente Vascular Cerebral em Hospital Secundário. **Arquivo de Neuro-psiquiatria**, vol. 58, n. 1, 2000.
- RAMSAY, J. W. et al. Paretic muscle atrophy and non-contractile tissue content in individual muscles of the post-stroke lower extremity. **Journal of biomechanics**, v. 44, n. 16, p. 2741-2746, 2011.
- RAVENEK, K. E.; WOLFE, D. L.; HITZIG, S. L. A scoping review of video gaming in rehabilitation. **Disabil Rehabil Assist Technol.**; 11(6):445-53, 2016

REGO P.; MOREIRA, P. M.; REIS, L. P. A serious games framework for health rehabilitation. **International Journal of Healthcare Information Systems and Informatics**, 9(3):1-21, 2014

REGO P.; MOREIRA, P. M.; REIS, L. P. Serious games for rehabilitation: A survey and a classification towards a taxonomy, in **5th Iberian Conference on Information Systems and Technologies (CISTI)**, pp. 1-6, 2010.

REGO, P. A.; MOREIRA, P. M.; REIS, L. P. Proposal of an Extended Taxonomy of Serious Games for Health Rehabilitation. **Games for health journal**, 2018.

RIAS, R. M. et al. Therapeutic game to address left neglect symptoms in stroke patients: An initial study. In: **e-Learning, e-Management and e-Services (IC3e), 2014 IEEE Conference on**. IEEE, 2014, p. 58-63.

RICCI; N. A.; FERRARIAS, G. P.; MOLINA, K. I.; DIB, P. M.; ALOUCHE, S. R. Velocidade de marcha e autoeficácia em quedas em indivíduos com hemiparesia após acidente vascular encefálico. **Fisioterapia e Pesquisa**, vol. 22, n. 2, p. 191-6, 2015.

RIBEIRO, T.; VELOSO, A. I.; COSTA, R. Conceptualization of PhysioFun Game: A low-cost videogame for home-based stroke rehabilitation. In: **Technology and Innovation in Sports, Health and Wellbeing (TISHW), International Conference on**. IEEE, p. 1-8, 2016.

RICCIARDI, F.; DE PAOLI, L. T. A Comprehensive Review of Serious Games in Health Professions. **International Journal of Computer Games Technology**, Volume 2014, 11 pages, 2014.

RINCON, A. L.; YAMASAKI, H.; SHIMODA, S. Design of a video game for rehabilitation using motion capture, EMG analysis and virtual reality. In: **2016 International Conference on Electronics, Communications and Computers (CONIELECOMP)**. IEEE, p. 198-204, 2016.

RIZZO, A. Virtual reality definitions and rationale for its use for cognitive assessment and rehabilitation. In: **4th World Congress on Brain Injury**, Torino, Italy, p. 243-44, 2001.

ROBERTSON, B. et al. Abstract T P330: Depression Cognition Screens. **Stroke**, v. 46, n. Suppl 1, p. ATP330-ATP330, 2015.

ROBINSON, A J.; SNYDER-MACKLER, L. **Eletrofisiologia clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico**. Artmed, 2002.

RODRÍGUEZ-DE-PABLO, C. et al. Development of computer games for assessment and training in post-stroke arm telerehabilitation. In: **Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE**. IEEE, p. 4571-4574, 2012.

ROSA, E. K.; GOMES, S.; WOELLNER, S. S.; SOARES, A. V. Treinamento elíptico em hemiparéticos crônicos pós-AVC. **Revista Brasileira de Fisiologia do Exercício**, vol. 9, n. 4, p. 233-8. 2010.

- ROSA, M. C. N. et al. Lower limb co-contraction during walking in subjects with stroke: A systematic review. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 1, p. 1-10, 2014.
- ROSALES E. B. O.; IBARRA, F. S. A 100Hz Low-Pass 2nd Order Sallen-and-Key Active Filter: A Design Proposal. **IEEE Latin America Transactions**, vol. 12, no. 2, pp. 73-77, Mar. 2014.
- RUIZ, J. R. et al. Association between muscular strength and mortality in men: prospective cohort study. **BMJ**, v. 337, p. a439, 2008.
- SANTOS, D. G.; PEGORARO, A. S. N.; ABRANTES, C. V.; JAKAITIS, F.; GUSMAN, S.; BIFULCO, S. C. Evaluation of functional mobility of patients with stroke sequela after treatment in hydrotherapy pool using the Timed Up and Go Test. **Einstein**, vol. 9, n. 2, p. 302-6, 2011.
- SAPOSNIK, G.; LEVIN, M. Virtual reality in stroke rehabilitation: a meta-analysis and implications for clinicians. **Stroke**, vol. 42, n. 5, p. 1380-6, 2011.
- SAPOSNIK, G. et al. Effectiveness of virtual reality using Wii gaming technology in stroke rehabilitation: a pilot randomized clinical trial and proof of principle. **Stroke**, v. 41, n. 7, p. 1477-1484, 2010.
- SAWYER, B.; SMITH, P. Serious games taxonomy. In: **Slides from the Serious Games Summit at the Game Developers Conference**, 2008.
- SCALZO, P. L.; ZAMBALDI, P. A.; ROSA, D. A.; SOUZA, D. S.; RAMOS, T. X.; MAGALHÃES, V. Efeito de um treinamento específico de equilíbrio em hemiplégicos crônicos. **Revista Neurociências**, vol. 19, n. 1, p. 90-7, 2011.
- SCHUCK, S. O. et al. Game-based, portable, upper extremity rehabilitation in chronic stroke. **Topics in stroke rehabilitation**, 2015.
- SHAH, N.; AMIRABDOLLAHIAN, F.; BASTERIS, A. Designing motivational games for stroke rehabilitation. In: **2014 7th International Conference on Human System Interactions (HSI)**. IEEE, p. 166-171, 2014.
- SHIN, J-H.; PARK, S. B.; JANG, S. H. Effects of game-based virtual reality on health-related quality of life in chronic stroke patients: A randomized, controlled study. **Computers in biology and medicine**, v. 63, p. 92-98, 2015.
- SHIN, J-H.; RYU, H.; JANG, S. H. 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**, v. 11, n. 1, p. 1, 2014.
- SHIN, S-W; CHUNG, S-T. Evaluation of hand grip strength and emg signal on visual reaction. **International Journal of Computer, Electrical, Automation, Control and Information Engineering**, v. 1, n. 7, p. 1204-1207, 2014.
- SHIRES, L. et al. Evaluating the Microsoft Kinect for use in upper extremity rehabilitation following stroke as a commercial off the shelf gaming system. In: **Proc. 10th Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Associated Technologies**, p. 197-204, 2014.

SIEGERT, R. J.; TAYLOR, W. J. Theoretical aspects of goal-setting and motivation in rehabilitation. **Disability and rehabilitation**, v. 26, n. 1, p. 1-8, 2004.

SIGNAL, N. E. J. Strength training after stroke: rationale, evidence and potential implementation barriers for physiotherapists. **New Zealand Journal of Physiotherapy**, vol. 42, n. 2, p. 101-7, 2014.

SLIJPER, A.; SVENSSON, K.E.; BACKLUND, P.; ENGSTRÖM, H.; SUNNERHAGEN, K. S. Computer game-based upper extremity training in the home environment in stroke persons: a single subject design. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, vol. 13, n. 11, p. 1-8, 2014.

SOARES A. V.; CARVALHO JÚNIOR, J. M.; FACHINI, J.; DOMENECH, S. C.; BORGES JÚNIOR, N. G. Correlação entre os testes de dinamometria de preensão manual, escapular e lombar. **Acta Brasileira do Movimento Humano**, vol. 2, no. 1, pp. 65-72, 2012.

SOARES, A. V. A Combinação da facilitação neuromuscular proprioceptiva com o biofeedback eletromiográfico na recuperação do pé caído e na marcha de paciente com acidente vascular cerebral. **Fisiot Mov**, vol. 16, pp. 61-72, 2003.

SOARES, A. V. et al. A serious game developed for physical rehabilitation of frail elderly. **European Research in Telemedicine/La Recherche Européenne en Télémédecine**, v. 5, n. 2, p. 45-53, 2016.

SOARES, A. V.; WOELLNER, S. S.; ANDRADE, C. S. et al. The use of Virtual Reality for upper limb rehabilitation of hemiparetic Stroke patients. **Fisioter Mov**, 27(3): 309-317, 2014.

SOUZA, A. M. C.; DOS SANTOS, S. R. Handcopter game: a video-tracking based serious game for the treatment of patients suffering from body paralysis caused by a stroke. In: **Virtual and Augmented Reality (SVR), 2012 14th Symposium on**. IEEE, p. 201-209, 2012.

STAIANO, A. E.; FLYNN, R. Therapeutic Uses of Active Videogames: A Systematic Review. **Games for Health Journal: Research, Development, and Clinical Applications**, 3, n. 6, 2014.

STANDEN, P. J. et al. Patients' use of a home-based virtual reality system to provide rehabilitation of the upper limb following stroke. **Physical therapy**, v. 95, n. 3, p. 350-359, 2015.

STANDEN, P. J. et al. A low cost virtual reality system for home based rehabilitation of the arm following stroke: a randomised controlled feasibility trial. **Clinical rehabilitation**, v. 31, n. 3, p. 340-350, 2016.

STARK, T.; WALKER, B.; PHILLIPS, J. K.; FEJER, R.; BECK, R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. **PM R**; 3(5):472-9, 2011.

SUNNERHAGEN, K. S. et al. Upper motor neuron lesions: their effect on muscle performance and appearance in stroke patients with minor motor impairment. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 80, n. 2, p. 155-161, 1999.

SUSI, T.; JOHANNESSON, M.; BACKLUND, P. **Serious Games: An overview**. Technical Report HS-IKI-TR-07-001. School of Humanities and Informatics, University of Skövde, 2007.

TAKEUCHI, N.; IZUMI, S. I. Rehabilitation with poststroke motor recovery: a review with a focus on neural plasticity. **Stroke research and treatment**, v. 2013, 2013.

TAYLOR, A. S. A. et al. The birth of Elinor: a collaborative development of a game based system for stroke rehabilitation. In: **Visualisation, 2009. VIZ'09. Second International Conference in**. IEEE, p. 52-60, 2009.

TAYLOR, Matthew JD et al. Activity-promoting gaming systems in exercise and rehabilitation. **Journal of rehabilitation research and development**, v. 48, n. 10, p. 1171-1186, 2011.

TEASELL, R. **Evidence-Based Review Of Stroke Rehabilitation** (16th Edition), ESBR, 2014.

TEASELL, R. W.; KALRA, L. What's new in stroke rehabilitation. **Stroke**, vol. 35, pp. 383-85, 2004.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F. et al. Adaptação do Perfil de Saúde de Nottingham: um instrumento simples de avaliação da qualidade de vida. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 20, p. 905-914, 2004.

THIELBAR, K. O. et al. Training finger individuation with a mechatronic-virtual reality system leads to improved fine motor control post-stroke. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 1, 2014.

THOMSON, K. et al. Commercial gaming devices for stroke upper limb rehabilitation: a systematic review. **International Journal of Stroke**, v. 9, n. 4, p. 479-488, 2014.

TIBANA R. A. et al. A força de preensão manual como marcador de saúde em adolescentes com sobrepeso, **Brasília Médica**, vol. 50, no. 4, 2013.

TILSON, J. K. et al. Meaningful gait speed improvement during the first 60 days poststroke: minimal clinically important difference. **Phys Ther**, v. 90, n. 2, p. 196-208, 2010.

TOWFIGHI, A. et al. Poststroke depression: a scientific statement for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. **Stroke**, v. 48, n. 2, p. e30-e43, 2017.

TREVISAN, C. M.; TRINTINAGLIA, V. Efeito das terapias associadas de imagem motora e de movimento induzido por restrição na hemiparesia crônica: estudo de caso. **Fisioterapia e Pesquisa**, vol. 17, n. 3, p. 264-69, 2010.

TRINDADE, A. P.; BARBOZA, M. A.; OLIVEIRA, F. B.; BORGES, A. P. O. Influência da simetria e transferência de peso nos aspectos motores após Acidente Vascular Cerebral. **Revista Neurociências**, 19(1): 61-67, 2011.

TRÍPOLI, F.; MOREIRA, S. R.; OBERG, T. D.; LIMA, N. M. F. Tarefas orientadas e biofeedback: efeitos na transferência de peso em hemiparéticos. **Acta Fisiátrica**, vol. 15, n. 4, p. 220-4, 2008.

TSEKLEVES, E.; WARLAND, A.; KILBRIDE, C. PARASKEVOPOULOS, I.; SKORDOULIS, D. The Use of the Nintendo Wii in Motor Rehabilitation for Virtual Reality Interventions: A Literature Review. **Virtual, Augmented Reality and Serious Games for Healthcare**, v. 68, pp 321-344, 2014

TYSON S. F.; DE SOUZA L. H. Reliability and validity of functional balance tests post stroke. **Clin Rehabil**, 18: 916-923, 2004.

VAN DUIJNHOFEN, H. JR et al. Effects of exercise therapy on balance capacity in chronic stroke: systematic review and meta-analysis. **Stroke**, v. 47, n. 10, p. 2603-2610, 2016.

VEERBEEK, J. M. et al. What is the evidence for physical therapy poststroke? A systematic review and meta-analysis. **PloS one**, 9, n. 2, 879-87, 2014.

VON AHN, L.; DABBISH, L. Designing games with a purpose. **Communications of the ACM**, v. 51, n. 8, p. 58-67, 2008.

WATANABE, M. et al. The relationship between bilateral knee muscle strength and gait performance after stroke: the predictive value for gait performance. **Journal of physical therapy science**, v. 27, n. 10, p. 3227-3232, 2015.

WATTANASOONTORN, V. et al. Serious games for health. **Game entertainment computing**, 4, pp. 231-247, 2013.

WEERDESTEYN, V.; NIET, M.; VAN DUIJNHOFEN, H. J. R.; GEURTS, A. C. H. Falls in individuals with stroke. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, vol. 45, n. 8, p. 1195-214, 2008.

WILKINSON, I; GRAHAM, L. **Essential Neurology**. 4th Edition. Wiley-Blackwell, 2005.

WOELLNER, S. S.; ARAUJO, A. G. S.; CABRAL, F. M. H.; UESSLER, P. N. P.; SOARES, A. V. Testes de equilíbrio em pacientes hemiparéticos por AVC. **Neurociências**, v. 11, n. 1, 2015.

WOODFORD H. J. Electromyograph biofeedback for the recovery of motor function after stroke. **Stroke**, vol. 38, no. 6, pp. 1999-2000, 2007.

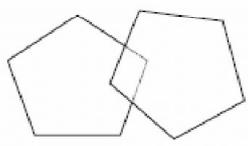
WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Disability and Health**. Disponível em: <<http://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>>. Acesso em: 01 out. 2018.

YUCHA C.; GILBERT C. **Evidence-Based Practice in Biofeedback and Neurofeedback**. Published by the Association of Applied Psychophysiology and Biofeedback, Wheat Ridge, Colorado, 2004.

ANEXOS

Anexo A

Mini Exame do Estado Mental

MINI EXAME DO ESTADO MENTAL		
AVALIAÇÃO	NOTA	VALOR
ORIENTAÇÃO TEMPORAL		
. Que dia é hoje?		1
. Em que mês estamos?		1
. Em que ano estamos?		1
. Em que dia da semana estamos?		1
. Qual a hora aproximada? (considere a variação de mais ou menos uma hora)		1
ORIENTAÇÃO ESPACIAL		
. Em que local nós estamos? (apartamento ou setor)		1
. Qual é o nome deste lugar? (clínica)		1
. Em que cidade estamos?		1
. Em que estado estamos?		1
. Em que país estamos?		1
MEMÓRIA IMEDIATA		
Eu vou dizer 3 palavras e você irá repeti-las a seguir, preste atenção, porque você terá que repeti-las (1 ponto para cada palavra). Use palavras não relacionadas.		3
ATENÇÃO E CÁLCULO		
5 séries de subtrações de 7 (100-7, 93-7, 86-7, 79-7, 72-7, 65). (Considere 1 ponto para cada resultado correto. Se houver erro, corrija-o e prossiga. Considere correto se o examinado se autocorrigir). Ou: Soletrar a palavra mundo ao contrário		5
EVOCAÇÃO		
Pergunte quais as 3 palavras que o sujeito acabara de repetir (1 ponto por palavra)		3
NOMEAÇÃO		
Peça para o sujeito nomear dois objetos mostrados (1 ponto para cada objeto)		2
REPETIÇÃO		
Preste atenção: vou lhe dizer uma frase e quero que você repita depois de mim: Nem aqui, nem ali, nem lá. (considere somente se a repetição for perfeita)		1
COMANDO		
Pegue este papel com a mão direita (1 ponto), dobre-o ao meio (1 ponto) e coloque-o no chão (1 ponto). (Não pode dar dicas durante a tarefa)		3
LEITURA		
Mostre a frase escrita: FECHER OS OLHOS. E peça para o indivíduo fazer o que está sendo mandado. (Não pode auxiliar durante a tarefa)		1
FRASE ESCRITA		
Peça ao indivíduo para escrever uma frase. (Se não compreender o significado, ajude com: alguma frase que tenha começo, meio e fim; alguma coisa que aconteceu hoje; alguma coisa que queira dizer. Para a correção não são considerados erros gramaticais ou ortográficos)		1
CÓPIA DO DESENHO		
Mostre o modelo e peça para fazer o melhor possível. Considere apenas se houver 2 pentágonos interseccionados (10 ângulos) formando uma figura de quatro lados ou com dois ângulos.		1
TOTAL		

O escore do MEEM varia de 0 a 30 pontos. As notas de corte são: 17 para os analfabetos, 22 para idosos com um a quatro anos de escolaridade, 24 para os com escolaridade entre cinco e oito anos e 26 para os que têm nove anos ou mais de escolaridade (VALIM-ROGATTO et al., 2011). Níveis abaixo dos valores de corte serão usados como critérios de exclusão.

Anexo B

Escala de Equilibrio de Berg

ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG

1. Posição sentada para posição em pé

Instruções: Por favor, levante-se. Tente não usar as suas mãos como suporte.

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

2. Permanecer em pé sem apoio

Instruções: Por favor, fique em pé, durante 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 for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, registre o número total de pontos no item número 3 e continue com o item número 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 de forma independente, 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. Por favor, transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa.

- (4) capaz de se transferir com segurança com uso mínimo das mãos
- (3) capaz de se transferir com segurança com o uso das mãos
- (2) capaz de se transferir seguindo orientações verbais com/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: Por favor, junte os seus pés e fique em pé sem se apoiar.

- (4) capaz de posicionar os pés juntos de forma independente e permanecer por 1 minuto com segurança
- (3) capaz de posicionar os pés juntos de forma independente e permanecer por 1 minuto com supervisão
- (2) capaz de posicionar os pés juntos de forma independente e permanecer por 30 segundos
- (1) necessita de ajuda para se posicionar, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos
- (0) necessita de ajuda para se posicionar e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos

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

Instruções: Levante o braço a 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível. (O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos. A medida registada é a distância que os dedos conseguem alcançar na inclinação). Por Favor, se possível, use ambos os braços de forma a 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: Por favor, pegue o objeto que está na frente dos seus pés.

- (4) capaz de pegar o sapato/chinelo com facilidade e segurança
- (3) capaz de pegar o sapato/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 de forma independente
- (1) incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando
- (0) incapaz de fazer, 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: Por favor, 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.

- (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: Por favor, gire sobre si mesmo. Faça uma pausa. Gire 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/banquinho enquanto permanece em pé sem apoio

Instruções: Por favor, toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada é tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.

- (4) capaz de permanecer em pé de forma independente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos
- (3) capaz de permanecer em pé de forma independente 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 fazer, ou necessita de ajuda para não cair

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

Instruções: Coloque um pé directamente à frente do outro na mesma linha. Se achar, que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado.

- (4) capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro de forma independente, e permanecer por 30 segundos
- (3) capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado de forma independente, e permanecer por 30 segundos
- (2) capaz de dar um pequeno passo de forma independente 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 puder sem se segurar.

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

Fonte: MIYAMOTO, S. T. Escala de Equilíbrio Funcional - Versão brasileira e estudo da reprodutibilidade da Berg Balance Scale. Tese de mestrado - Universidade Federal de São Paulo/Escola Paulista de Medicina, São Paulo. 2003.

Anexo C

Escala de Ashworth Modificada

ESCALA DE ASHWORTH MODIFICADA

GRAU	DESCRIÇÃO
0	Sem aumento do tônus muscular.
1	Discreto aumento do tônus muscular, manifestado pelo apreender e liberar, ou por mínima resistência ao final da amplitude de movimento, quando a parte (ou as partes) afetada é movimentada em flexão e extensão.
1+	Discreto aumento no tônus muscular, manifestado pelo apreender, seguido de mínima resistência através do resto (menos da metade) da amplitude de movimento.
2	Marcante aumento do tônus muscular através da maior parte da amplitude de movimento, porém as partes afetadas são facilmente movimentadas.
3	Considerável aumento do tônus muscular; movimentos passivos dificultados.
4	A parte (ou partes) afetada mostra-se rígida à flexão ou extensão.

Fonte: BOHANNON, R. W.; SMITH, M. B. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical Therapy*, vol. 67, n. 2, p. 206-7. 1987.

Anexo D

Escala de Avaliação de Fugl-Meyer

ESCALA DE AVALIAÇÃO DE FUGL-MEYER

TESTE	PONTUAÇÃO
I. Movimentação passiva e dor: – ombro: flexão, abdução 90°, rotação externa e interna – cotovelo, punho e dedos: flexão e extensão – antebraço: pronação e supinação – quadril: flexão, abdução, rotação externa e interna – joelho: flexão e extensão – tornozelo: dorsiflexão e flexão plantar – pé: eversão e inversão Pontuação máx: (44 mobilidade) (44 dor)	Mobilidade: 0 – apenas algum grau de movimento 1 – grau de mobilidade passiva diminuída 2 – grau de movimentação passiva normal Dor: 0 – dor pronunciada durante todos os graus de movimento e dor marcante no final da amplitude 1 – alguma dor 2 – nenhuma dor
II. Sensibilidade: – Exterocepção: membro superior, palma da mão, coxa e sola do pé () Pontuação máx: (8)	0 – anestesia 1 – hipoestesia/ disestesia 2 – normal
III. Função motora de membro superior: 1 – Motricidade reflexa: bíceps/ tríceps () Pontuação máx:(2)	0 – sem atividade reflexa 2 – atividade reflexa presente
2 – Sinergia flexora: elevação, retração de ombro, abdução + 90°, rot. externa, flexão de cotovelo, supinação () Pontuação máx:(12)	0 – tarefa não pode ser realizada completamente * 1 – tarefa pode ser realizada parcialmente 2 – tarefa é realizada perfeitamente
3 – Sinergia extensora: adução do ombro, rot. interna, extensão cotovelo, pronação Pont:(8)	*
4 – Movimentos com e sem sinergia: a) mão a coluna lombar () b) flexão de ombro até 90° () c) prono-supinação (cotovelo 90° e ombro 0°) () d) abdução ombro a 90° com cotovelo estendido e pronado () e) flexão de ombro de 90° a 180° () f) prono-supinação (cotovelo estendido e ombro fletido de 30° a 90° () Pontuação máx: (12)	a) * b) 0 – se o início do movimento o braço é abduzido ou o cotovelo é fletido/ 1 – se na fase final do movimento, o ombro abduz e/ou ocorre flexão de cotovelo/ 2 – a tarefa é realizada perfeitamente c) 0 – Não ocorre posiciona/o correto do cotovelo e ombro e/ou pronação e supinação não pode ser realizada completa e/ 1 – prono-supino pode ser realizada com ADM limitada e ao mesmo tempo o ombro e o cotovelo estejam corretamente posicionados/ 2 – a tarefa é realizada completamente d) 0 – não é tolerado nenhuma flexão de ombro ou desvio da pronação do antebraço no INÍCIO do movimento/ 1 – realiza parcialmente ou ocorre flexão do cotovelo e o antebraço não se mantém pronado na fase TARDIA do movimento/ 2 – a tarefa pode ser realizada sem desvio e) 0 – o braço é abduzido e cotovelo fletido no início do movimento / 1 – o ombro abduz e/ou ocorre flexão de cotovelo na fase final do movimento/ 2 – a tarefa é realizada perfeitamente f) 0 – Posição não pode ser obtida pelo paciente e/ou prono-supinação não pode ser realizada perfeitamente/ 1 – atividade de prono-supinação pode ser realizada mesmo com ADM limitada e ao mesmo tempo o ombro e o cotovelo estejam corretamente posicionados/ 2 – a tarefa é realizada perfeitamente

TESTE	PONTUAÇÃO
<p>5 – <u>Atividade reflexa normal:</u> () bíceps / tríceps/ flexor dedos (avalia-se o reflexo somente se o paciente atingiu nota 2 para os itens d), e), f) do item anterior) Pontuação máx: (2)</p>	<p>0 – 2 ou 3 reflexos estão hiperativos 1 – 1 reflexo está marcadamente hiperativo ou 2 estão vivos 2 – não mais que 1 reflexo está vivo e nenhum está hiperativo</p>
<p>6 – <u>Controle de punho:</u> a) Cotovelo 90°, ombro 0° e pronação, c/ resistência. (assistência, se necessário) () b) Máxima flexo-extensão de punho, cotovelo 90°, ombro 0°, dedos fletidos e pronação (auxílio se necessário) () c) Dorsiflexão com cotovelo a 0°, ombro a 30° e pronação, com resistência (auxílio)() d) Máxima flexo-extensão, com cotovelo 0°, ombro a 30° e pronação (auxílio) () e) Circundução () Pontuação máx:(10)</p>	<p>a) 0 – o paciente não pode dorsifletir o punho na posição requerida 1 – a dorsiflexão pode ser realizada, mas sem resistência alguma 2 – a posição pode ser mantida contra alguma resistência b) 0 – não ocorre movimento voluntário 1 – o paciente não move ativamente o punho em todo grau de movimento 2 – a tarefa pode ser realizada c) Idem ao a) d) Idem ao b) e) Idem ao b)</p>
<p>7 – <u>Mão:</u> a) flexão em massa dos dedos () b) extensão em massa dos dedos () c) <u>Preensão 1:</u> Art. Metacarpofalangeanas (II a V) estendidas e interfalangeanas distal e proximal fletidas. Preensão contra resistência () d) <u>Preensão 2:</u> O paciente é instruído a aduzir o polegar e segurar um papel interposto entre o polegar e o dedo indicador () e) <u>Preensão 3:</u> O paciente opõe a digital do polegar contra a do dedo indicador, com um lápis interposto () f) <u>Preensão 4:</u> Segurar com firmeza um objeto cilíndrico, com a superfície voltar do primeiro e segundo dedos contra os demais () g) <u>Preensão 5:</u> o paciente segura com firmeza uma bola de tênis () Pontuação máx: (14)</p>	<p>a) * b) 0 - nenhuma atividade ocorre 1 – ocorre relaxamento (liberação) da flexão em massa 2 – extensão completa (comparado com mão não afetada) c) 0 – posição requerida não pode ser realizada 1 – a preensão é fraca 2 – a preensão pode ser mantida contra considerável resistência d) 0 – a função não pode ser realizada 1 – o papel pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – um pedaço de papel é segurado firmemente contra um puxão e) 0 – a função não pode ser realizada 1 – o lápis pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – o lápis é segurado firmemente f) 0 – a função não pode ser realizada 1 – o objeto interposto pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – o objeto é segurado firmemente contra um puxão g) 0 – a função não pode ser realizada 1 – o objeto pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão 2 – o objeto é segurado firmemente contra um puxão</p>
<p>IV. Coordenação/ Velocidade MS: a) <u>Tremor</u> () b) <u>Dismetria</u> () c) <u>Velocidade:</u> Index-nariz 5 vezes, e o mais rápido que conseguir () Pontuação máx: (6)</p>	<p>a) 0 – tremor marcante/ 1 – tremor leve/ 2 – sem tremor b) 0 – dismetria marcante/ 1 – dismetria leve/ 2 – sem dismetria c) 0 – 6 seg. mais lento que o lado não afetado/ 1 – 2 a 5 seg. mai s lento que o lado não afetado/ 2 – menos de 2 segundos de diferença</p>

TESTE	PONTUAÇÃO
V. Função motora membro inferior:	0 – sem atividade reflexa
Motricidade Reflexa	2 – atividade reflexa pode ser avaliada
A) Aquiles () B) Patelar () (4)	0 – 2 ou 3 reflexos estão marcadamente hiperativos
1 - Motricidade reflexa:	1 – 1 reflexo está hiperativo ou 2 estão vivos
Patelar e aquileu / adutor () (2)	2 – não mais que 1 reflexo está vivo
2 – Sinergia flexora: flexão quadril, joelho e dorsiflexão (decúbito dorsal) ()	*
Pontuação máx: (6)	
3 – Sinergia extensora: extensão de quadril, adução de quadril, extensão de joelho, flexão plantar ()	*
Pontuação máx: (8)	
4 – Movimento com e sem sinergias:	a) 0 – sem movimento ativo
a) a partir de leve extensão de joelho, realizar uma flexão de joelho além de 90°. (sentado) ()	1 – o joelho pode ativamente ser fletido até 90° (palpar os tendões dos flexores do joelho)
b) Dorsiflexão de tornozelo (sentado)()	2 – o joelho pode ser fletido além de 90°
c) Quadril a 0°, realizar a flexão de joelho mais que 90° (em pé) ()	b) *
d) Dorsiflexão do tornozelo (em pé) ()	c) 0 – o joelho não pode ser fletido se o quadril não é fletido simultaneamente
Pontuação máx: (8)	1 – inicia flexão de joelho sem flexão do quadril, porém não atinge os 90° de flexão de joelho ou flete o quadril durante o término do movimento
	2 – a tarefa é realizada completamente
	d) *
VI. Coordenação/ Velocidade MI:	a) 0 – tremor marcante/ 1 – tremor leve/ 2 – sem tremor
a) Tremor ()	b) 0 – dismetria marcante/ 1 – dismetria leve/ 2 – sem dismetria
b) Dismetria ()	c) 0 – 6 segundos mais lento que o lado não afetado/ 1 – 2 a 5 segundos mais lento que o lado afetado/ 2 – menos de 2 segundos de diferença
c) Velocidade: calcanhar-joelho 5 vez () (dec. Dorsal)	
Pontuação máx: (6)	
VII. Equilíbrio:	a) 0 – não consegue se manter sentado sem apoio/ 1 – permanece sentado sem apoio por pouco tempo/ 2 – permanece sentado sem apoio por pelo menos 5 min. e regula a postura do corpo em relação a gravidade
a) Sentado sem apoio e com os pés suspensos ()	b) 0 – não ocorre abdução de ombro, extensão de cotovelo para evitar a queda/ 1 – reação de pára-queda parcial/ 2 – reação de pára-queda normal
b) Reação de pára-queda no lado não afetado ()	c) idem ao b)
c) Reação de pára-queda no lado afetado ()	d) 0 – não consegue ficar de pé/ 1 – de pé com apoio máximo de outros/ 2 – de pé com apoio mínimo por 1 minuto
d) Manter-se em pé com apoio ()	e) 0 – não consegue ficar de pé sem apoio/ 1 – pode permanecer em pé por 1 min. e sem oscilação, ou por mais tempo, porém com alguma oscilação/ 2 – bom equilíbrio, pode manter o equilíbrio por mais que 1 minuto com segurança
e) Manter-se em pé sem apoio ()	f) 0 – a posição não pode ser mantida por mais que 1-2 segundos (oscilação)/ 1 – consegue permanecer em pé, com equilíbrio, por 4 a 9 segundos/ 2 – pode manter o equilíbrio nesta posição por mais que 10 segundos
f) Apoio único sobre o lado não afetado ()	g) 0 – a posição não pode ser mantida por mais que 1-2 segundos (oscilação) 1 – consegue permanecer em pé, com equilíbrio, por 4 a 9 segundos
g) Apoio único sobre o lado afetado ()	2 – pode manter o equilíbrio nesta posição por mais que 10 segundos
Pontuação máx: (14)	

Fonte: MAKI et al. Estudo de confiabilidade da aplicação da escala de Fugl-Meyer no Brasil. Revista Brasileira de Fisioterapia, vol. 10, n. 2, p. 177-83. 2006.

Anexo E

Perfil de Saúde de Nottingham

PERFIL DE SAÚDE NOTTINGHAN

ITENS	SIM	NÃO	DOMÍNIO
1. Eu fico cansado o tempo todo			NE
2. Eu sinto dor à noite			D
3. As coisas estão me deixando desanimado(a)/deprimido(a)			RE
4. A dor que eu sinto é insuportável			D
5. Eu tomo remédios para dormir			S
6. Eu esqueci como fazer coisas que me divertem			RE
7. Eu me sinto extremamente irritado (“com os nervos à flor da pele”)			RE
8. Eu sinto dor para mudar de posição			D
9. Eu me sinto sozinho			IS
10. Eu consigo andar apenas dentro de casa			HF
11. Eu tenho dificuldade para abaixar			HF
12. Tudo para mim requer muito esforço			NE
13. Eu acordo de madrugada e não pego mais no sono			S
14. Eu não consigo andar			HF
15. Eu acho difícil fazer contato com as pessoas			IS
16. Os dias parecem muito longos			RE
17. Eu tenho dificuldade para subir e descer escadas ou degraus			HF
18. Eu tenho dificuldade para pegar coisas no alto			HF
19. Eu sinto dor quando ando			D
20. Ultimamente eu perco a paciência facilmente			RE
21. Eu sinto que não há ninguém próximo em quem eu possa confiar			IS
22. Eu fico acordado(a) a maior parte da noite			S
23. Eu sinto como se estivesse perdendo o controle			RE
24. Eu sinto dor quando fico de pé			D
25. Eu acho difícil me vestir			HF
26. Eu perco minha energia rapidamente			N
27. Eu tenho dificuldade para permanecer de pé por muito tempo (na pia da cozinha ou esperando o ônibus)			HF
28. Eu sinto dor constantemente			D
29. Eu levo muito tempo para pegar no sono			S
30. Eu me sinto como um peso para as pessoas			IS
31. As preocupações estão me mantendo acordado(a) à noite			RE
32. Eu sinto que a vida não vale a pena ser vivida			RE
33. Eu durmo mal à noite			S
34. Eu estou tendo dificuldade em me relacionar com as pessoas			IS
35. Eu preciso de ajuda para andar fora de casa (uma muleta, bengala ou alguém para me apoiar)			HF
36. Eu sinto dor para subir e descer escadas ou degraus			D
37. Eu acordo me sentindo deprimido			RE
38. Eu sinto dor quando estou sentado			D

NE: Nível de Energia; D: Dor; RE: Reações Emocionais; S: Sono; IS: Interação Social; HF: Habilidades Físicas.

Fonte: TEIXEIRA et al. Adaptação do Perfil de Saúde de Nottingham: um instrumento simples de avaliação da qualidade de vida. Cadernos de Saúde Pública, vol. 20, n. 4, p. 905-14. 2004.

Anexo F

Parecer de Aprovação no Comitê de Ética

Projeto:

**Jogo Sérió para Avaliação do Equilíbrio
em Pacientes com Acidente Vascular
Cerebral**

Saúde

 Informe o E-mail

 Informe a Senha

[Esqueceu a senha?](#) [Cadastre-se](#) v3.0

Você está em: Público > Confirmar Aprovação pelo CAEE ou Parecer

CONFIRMAR APROVAÇÃO PELO CAEE OU PARECER

Informe o número do CAEE ou do Parecer:

Número do CAEE:

Número do Parecer:

Esta consulta retorna somente pareceres aprovados. Caso não apresente nenhum resultado, o número do parecer informado não é válido ou não corresponde a um parecer aprovado.

DETALHAMENTO

Título do Projeto de Pesquisa:

Número do CAEE:

Número do Parecer:

Quem Assinou o Parecer:

Pesquisador Responsável:

Data Início do Cronograma:

Data Fim do Cronograma:

Contato Público:

Este sistema foi desenvolvido para os navegadores Internet Explorer (versão 7 ou superior),
ou Mozilla Firefox (versão 9 ou superior).

Anexo G

Parecer de Aprovação no Comitê de Ética

Projeto:

**Avaliação e Reabilitação Utilizando um
Jogo Sérió em Pacientes Hemiparéticos
por Acidente Vascular Cerebral**

Saúde

 Informe o E-mail

 Informe a Senha

 LOGIN

[Esqueceu a senha?](#) [Cadastre-se](#) v3.0

Você está em: Público > Confirmar Aprovação pelo CAAE ou Parecer

CONFIRMAR APROVAÇÃO PELO CAAE OU PARECER

Informe o número do CAAE ou do Parecer:

Número do CAAE:

Número do Parecer:

Esta consulta retorna somente pareceres aprovados. Caso não apresente nenhum resultado, o número do parecer informado não é válido ou não corresponde a um parecer aprovado.

DETALHAMENTO

Título do Projeto de Pesquisa:

Número do CAAE:

Número do Parecer:

Quem Assinou o Parecer:

Pesquisador Responsável:

Data Início do Cronograma:

Data Fim do Cronograma:

Contato Público:

Este sistema foi desenvolvido para os navegadores Internet Explorer (versão 7 ou superior),
ou Mozilla Firefox (versão 9 ou superior).