

# Projeto de uma Plataforma Multimodal de Jogos Sérios para Auxílio a Terapia para Autistas

André Bonetto Trindade  
Departamento de Engenharia Elétrica  
Instituto Federal de Santa Catarina  
(IFSC)  
Joinville, Brasil  
andre.bonetto@ifsc.edu.br

Joice Luiz Jeronimo  
Departamento de Engenharia Elétrica  
Instituto Federal de Santa Catarina  
(IFSC)  
Joinville, Brasil  
joice.jeronimo@ifsc.edu.br

Marcelo da Silva Hounsell  
Departamento de Ciência da  
Computação  
Universidade do Estado de Santa  
Catarina (UDESC)  
Joinville, Brasil  
marcelo.hounsell@udesc.br

Rafael Gomes Faust  
Departamento de Engenharia Elétrica  
Instituto Federal de Santa Catarina  
(IFSC)  
Joinville, Brasil  
rafael.faust@ifsc.edu.br

**Resumo** — A tecnologia pode aumentar a eficácia das intervenções terapêuticas tradicionais para indivíduos com transtorno do espectro autista (TEA). No entanto, a terapia pode ser estressante e, portanto, intervenções baseadas em tecnologia que incorporam o monitoramento do estado emocional do usuário durante o uso é uma característica interessante. Este trabalho descreve o desenvolvimento de uma plataforma digital no formato Arcade capaz de capturar a frequência cardíaca por meio de um sensor óptico não invasivo embutido em um joystick. Um jogo sério foi desenvolvido para testar o sinal da frequência cardíaca como um parâmetro do jogo para evitar o estresse do jogador em desafios que exigem destreza óculo-manual. A frequência cardíaca foi integrada aos parâmetros do jogo controlando o tempo de duração do jogo. O *hardware* e *software* do projeto foram avaliados por especialistas e interessados na área de TEA, resultando em uma avaliação favorável e que mostra a importância de plataformas atraentes e multimodais para este público.

**Palavras-chave** — Autismo, Jogos Sérios, Sistemas Multimodal

## I. INTRODUÇÃO

De acordo com dados de prevalência de autismo nos Estados Unidos [1], 1 a cada 54 crianças é diagnosticada com transtorno do espectro autista (TEA) naquele país. No Brasil, estima-se uma população de 2 milhões de pessoas dentro do espectro autista [2]. Os indivíduos com TEA apresentam dificuldades persistentes na comunicação e interação social em vários contextos, conforme descrito no Manual Diagnóstico Estatístico de Transtorno Mentais (DSM-V) [3].

Atualmente, TEA não tem cura, contudo, estudos [4] mostram que intervenções precoces podem melhorar o desenvolvimento de crianças autistas e estas são geralmente realizadas nas áreas deficientes mais comuns, como aquelas que trabalham o desempenho cognitivo da criança, habilidades de comunicação e comportamentos adaptativos.

Intervenções que utilizam recursos tecnológicos como computadores, *tablets* e outros dispositivos, vêm se mostrando eficientes e atrativas para o público autista [5-7]. Neste contexto, os jogos digitais sérios (JS) podem se tornar uma alternativa interessante para o TEA. JS são aplicações digitais desenvolvidas com a participação de especialistas, tendo a intenção original de combinar um propósito específico sério

com o divertimento que um vídeo game pode proporcionar [8]. Conteúdos educacionais [9] e reabilitações terapêuticas [10] são exemplos de aplicações de JS.

Um importante fator no desenvolvimento de JS é a preocupação em manter o jogador motivado durante a experiência com o jogo através de níveis de dificuldade que sejam compatíveis com o jogador [11]. Entretanto, o uso de JS para o estímulo a autistas é ainda uma área nova, onde a própria interação com o JS é um fator a ser melhor entendido. Como as intervenções terapêuticas e as novas tecnologias podem se tornar um fator estressante, passa a ser importante uma interface multimodal que possa monitorar o estado físico do jogador. Interface multimodal é um tipo de sistema que utiliza pelo menos duas modalidades diferente de entrada e/ou saída de sinal, tendo a vantagem de flexibilização na criação e utilização do JS [12]. Portanto, dispor de *hardware* apropriado a JS e que capture dados fisiológicos do autista é um recurso que auxiliaria tanto no ajuste do próprio jogo quanto no melhor entendimento da relação autista-jogo.

Devido ao fato que a frequência cardíaca poder ser utilizada como um indicio fisiológico do estresse do jogador [13-14] e pelo fato de que muitos autistas apresentam sensibilidade sensorial atípica ao contato [15], este trabalho propõe o desenvolvimento de uma plataforma de JS capaz de verificar o batimento cardíaco do jogador de forma não invasiva, com intuito de utilizá-lo como parâmetro de ajuste do JS.

Este artigo apresenta na seção II trabalhos relacionados ao uso de sinais fisiológicos em JS para TEA; na seção III está descrito o desenvolvimento do *hardware* da plataforma proposta; na seção IV descreve-se o JS exemplo criado para testar a plataforma; na seção V abre-se discussão sobre o trabalho e; por fim, na seção VI, apresentam-se conclusões e trabalhos futuros.

## II. TRABALHOS RELACIONADOS

Foi realizado um mapeamento sistemático da literatura (MSL) a fim de verificar o panorama do que se tem pesquisado sobre autismo e sinais fisiológicos aplicados a JS [16]. Foram consultadas as bases acadêmicas *ACM Digital Library* e *IEEE Xplore Digital Library*, através das palavras-chave de busca (“*virtual reality*” OR “*game*”) AND (“*ASD*” OR “*autism*”).

Estas bases acadêmicas foram escolhidas pois foram as mais bem avaliadas em relação aos recursos disponíveis, conforme [17]. O termo “*virtual reality*” foi inserido na busca, pois diversos artigos relacionados à saúde e jogos digitais podem tratar tais jogos como se fossem um tipo de realidade virtual.

O MSL ficou restrito ao período de 2010 a 2019, nas línguas inglesa e portuguesa, artigos de livre acesso e publicados em periódicos com revisão por pares. Para ser selecionado, o artigo deveria descrever o jogo e o dispositivo, como foi realizado o desenvolvimento do jogo e descrever a captura de, ao menos, um sinal fisiológico em população com TEA.

A Tabela I mostra os artigos selecionados e o que foi percebido é que a captura de sinais fisiológicos nestes artigos é utilizada principalmente para medir o nível de atenção, engajamento ou nível de ansiedade dos usuários durante a intervenção, sugerindo que a medição destes sinais possa ser utilizada como parâmetro de avaliação adicional do progresso dos pacientes durante diversos tipos de terapias já desenvolvidas para o tratamento do TEA.

O trabalho [18] por exemplo, classifica o estado emocional de indivíduos autistas durante treinamento de direção de automóveis, através da captura de dados fisiológicos de eletroencefalograma (EEG). Em [19] é desenvolvido um ambiente de realidade virtual (RV) para intervenções relacionadas com comunicação social para ser utilizado como ferramenta auxiliar em terapias para TEA. Enquanto o participante interage com o ambiente, a fotopletismografia de pulso (PPG), a atividade eletrodérmica (AED) e a temperatura da pele (TP) são capturadas a fim de verificar o nível de ansiedade e fazer adaptações no ambiente virtual para melhorar as habilidades de comunicação social do autista. O artigo [20] apresenta um modelo sistemático para projetar ambiente interativo de RV utilizando sinais fisiológicos de AED e PPG para avaliar a resposta emocional do jogador e com possível aplicação na população TEA. O EEG em [21] é utilizado para verificar a atenção do usuário em uma videochamada, que, ao notar a queda de atenção, gera automaticamente um estímulo visual. No artigo [22] o sinal de EEG é monitorado em conjunto à direção do olhar do paciente, a fim de entender o grau de atenção. Um ambiente virtual que simula a equoterapia é criado em [23] e o sinal de eletromiograma (EMG) é capturado a fim de monitorar a atividade muscular durante a sessão. Em [24] o nível de ansiedade de adolescentes autistas é medido através da captura de PPG, AED e TP durante interações sociais virtuais. No artigo [25] mostra um software de composição musical com a utilização de sinais de EEG e, por fim, em [26], é mostrado a captura de sinais fisiológicos de pacientes, através de sensores acoplados em controle remoto de vídeo game comercial, com objetivo de monitorar o paciente à distância.

Percebe-se pela Tabela I que os sinais de EEG, PPG e AED foram os mais comumente utilizados. Outra característica observada nos artigos selecionados, é que poucos se preocuparam em criar um aparato esteticamente atraente, ou seja, nas figuras ilustrativas dos artigos notou-se que não foi desenvolvido nenhum invólucro estético para alojamento dos equipamentos de captura de sinais fisiológicos e desta maneira tais equipamentos ficaram de forma aparente aos usuários.

TABELA I. ARTIGOS SELECIONADOS DO MSL

Artigo	Medição Associada <sup>a</sup>	Estética Atraente <sup>a</sup>
[18]	EEG	Sim (Volante)
[19]	PPG, AED e TP	Não
[20]	AED e PPG	Não
[21]	EEG	Sim (Capacete)
[22]	EEG	Não
[23]	EMG	Não
[24]	PPG, AED e TP	Não
[25]	EEG	Não
[26]	PPG, AED e TP	Não

<sup>a</sup>Sinais capturados nos artigos selecionados do MSL e características estéticas desenvolvidas. EEG: Eletroencefalograma; PPG: Pletismografia; AED: Atividade eletrodérmica; TP: Temperatura de pele; EMG: Eletromiograma.

Assim, levando em consideração os achados do MSL, foram escolhidas como premissas deste estudo:

(a) a captura da frequência cardíaca através de PPG, por se tratar de um método não invasivo e utilizá-la como parâmetro de jogo;

(b) instalar o sensor de PPG de forma oculta no dispositivo de controle do jogo e;

(c) a construção de um aparato baseado nos antigos Arcades para que seja atrativo ao jogador com uma empunhadura do controle também atrativa.

### III. DESENVOLVIMENTO DA PLATAFORMA

#### A. Fotopletismografia de Pulso (PPG)

PPG é uma técnica não invasiva que consegue detectar a variação de volume sanguíneo de um tecido através da verificação na mudança da absorção da luz emitida contra os vasos e capilares [27]. O sensor de PPG utilizado neste trabalho é um sensor de baixo custo [28] e apresenta um LED verde e um fotodiodo que recebe a reflexão desta luz, como mostra a Fig. 1-a. Ao posicionar o sensor de PPG em direção à pele, é possível detectar a frequência cardíaca, pois o aumento da pressão de pulso causará uma diferença mensurável na quantidade de luz refletida através do fotodiodo. O LED deve ser colocado em uma área onde as artérias estejam próximas à superfície da pele, como as pontas dos dedos ou o lóbulo da orelha. O sensor PPG opera com tensão de 3 a 5.5V e tem apenas uma saída analógica que altera a tensão proporcionalmente à variação de luz recebida no fotodiodo.

A Fig. 1 mostra alguns dos experimentos realizados no início do projeto a fim de encontrar uma solução mecânica para a instalação do sensor PPG que proporcionasse a captura do sinal de batimento cardíaco de forma prática e simples e que se mantivesse oculta ao usuário.

O manual técnico do sensor [28] recomenda isolar a placa eletrônica do sensor, pois o suor natural da pele pode introduzir ruídos no sinal, pela possibilidade de contato direto com os terminais do circuito eletrônico. Essa característica de funcionamento do sensor foi constatada durante os experimentos, quando se percebeu que o sensor detectava o sinal de PPG mais facilmente quando o dedo do usuário não

estava em contato direto com o LED. Nos experimentos em que houve um afastamento entre o sensor e o dedo, a leitura da variação do sinal ficava mais nítida. Desta forma, optou-se em desenvolver uma empunhadura de joystick que apresentasse uma câmara de alojamento para o sensor e que mantivesse um espaçamento mínimo entre a pele e o LED.



Fig. 1. Experimentos para encontrar a melhor forma de instalação do sensor de PPG. Em (a) o sensor está coberto com adesivo isolante e em (d) ele está inserido em fita velcro para fixação no dedo. Em (b) e (e), o sensor foi fixado em uma tampa com um furo para manter distanciamento entre o dedo e o sensor. Já (c) e (f), mostram configurações com espaçamento entre sensor PPG e o local do posicionamento dos dedos.

### B. Empunhadura do Joystick

A escolha das dimensões físicas da empunhadura do joystick foi baseada na média simples das características antropométricas da mão de crianças de 7 a 14 anos, na cidade de Florianópolis, estado de Santa Catarina, no sul do Brasil descritas em [29]. Foram utilizados os dados de comprimento e largura de mãos referentes ao sexo masculino, pois sabe-se que a incidência de autismo é maior neste sexo [1]. O comprimento de mão variou de 13,9 a 18,3 cm e foi utilizado como média o valor de 16,1cm. A largura de mão variou de 6,7 a 8,3 cm, tendo como média o valor de 7,5 cm. Calculando o raio de uma esfera com os valores médios de largura e comprimento de mãos, encontraram-se os respectivos raios de 2,38cm e 5,21cm. Assim, como ponto de partida para o desenvolvimento da empunhadura, optou-se por um valor médio destes dois raios, resultando em uma esfera de 7,5cm de diâmetro fixada no eixo mecânico do joystick através de arruela e porca, mostrada na Fig. 6-c.

### C. Condicionamento de sinal

Por se tratar de uma saída do tipo analógica, foi necessária a inserção de um conversor analógico/digital (A/D) na saída do sensor de PPG para que a informação de pulso cardíaco pudesse ser interpretada pelo sistema. Para esta conversão A/D, foi utilizado um Arduino modelo Nano ao invés de um conversor A/D discreto, pela possibilidade futura de expansão do projeto com a captura de outros sinais fisiológicos. Arduino é uma plataforma eletrônica de código aberto baseada em hardware e software de fácil utilização e destinado a qualquer pessoa que faça projetos eletrônicos interativos [30]. O sensor PPG foi conectado a uma das entradas analógicas do Arduino que realiza a leitura deste valor e o converte para um valor digital com uma resolução de 10 bits. Após a leitura e conversão do sinal, o Arduino envia estes dados via comunicação serial, para uma placa Raspberry Pi (RP) modelo 3B+. RP é uma série de computadores de placa única de

tamanho reduzido, que se conecta a um monitor de computador ou TV, e usa um teclado e um mouse padrão, com principal objetivo de promover o ensino em Ciência da Computação básica em escolas, inclusão e empoderamento social por se tratar de um equipamento de baixo custo [31].

### D. Cálculo de Batimento por Minuto (bpm)

Foi desenvolvido um programa em linguagem Python utilizando a biblioteca de jogos Pygame para transformar os dados recebidos de batimento cardíaco do sensor PPG em uma interface visual para o terapeuta. O algoritmo de medição da interface verifica se o valor de amplitude do sinal de PPG recebido está acima de um limite pré-fixado pelo usuário através de um limiar na interface representada por uma linha horizontal, que pode ser controlada através dos botões disponíveis na plataforma Arcade. A posição do limiar é determinada visualmente pelo terapeuta, verificando os pontos máximos da curva de PPG, que representam o pulso de um batimento cardíaco. Assim, usando os botões da plataforma, posiciona-se o limiar para que ele fique logo abaixo destes pontos máximos, como se pode verificar na Fig. 2, objetivando o atendimento de diversos usuários na mesma plataforma, pois estes picos variam de pessoa para pessoa e de como o dedo é posicionado sobre o sensor.

Se o valor de amplitude de PPG ultrapassa o limiar, vindo de uma amplitude menor para uma maior, exemplificado na Fig. 2 por “T1”, o sistema considera como um ponto de batimento cardíaco e registra o tempo daquele instante, e espera por uma próxima repetição do padrão, mostrado na Fig. 2 por “T2”. Se esta repetição ocorre, o sistema calcula o intervalo de tempo de T1 a T2. Se este intervalo de tempo estiver entre 0,4 (150 bpm) e 1,2 segundos (50 bpm), o sistema atualiza a interface com o valor de bpm dividindo 60 pelo intervalo de tempo calculado. Caso o intervalo de tempo entre pulsos esteja abaixo de 0,4 ou acima de 1,2 segundos, o sistema desconsidera este registro, pois resulta em valores de bpm fora da faixa padrão de 50 a 150 bpm, que representa o intervalo normal de batimentos de crianças desde o nascimento até os 18 anos de idade [32], e mantém na tela o último valor lido entre 50 e 150 bpm.

O intervalo T3 a T4 na Fig. 2 exemplifica um ruído de leitura, representando um tempo menor que 0,4 segundo e T4 a T5 representa um intervalo maior que 1,2 segundos em que não houve amplitude maior que o limiar.

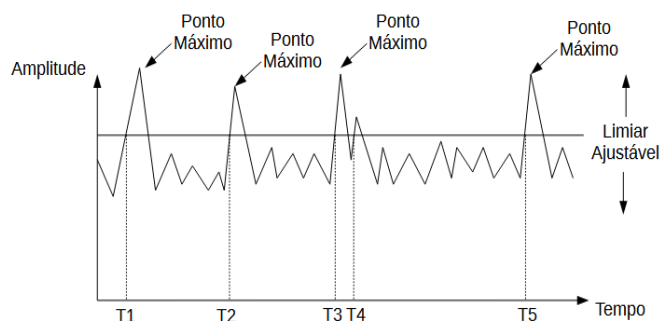


Fig. 2. Lógica de programação utilizada para calcular o bpm através do monitoramento dos picos acima do limiar escolhido pelo terapeuta.

Para verificar a funcionalidade do algoritmo de medição de bpm proposto, foi feita uma comparação utilizando um relógio smartwatch com monitor cardíaco comercial. A Fig. 3

mostra algumas destas comparações realizadas com os autores do artigo. A medição do usuário “A” pelo sistema Arcade mostrou um bpm de 83, enquanto o *smartwatch* mostrou 84. Já medição do usuário “B” mostrou 66 bpm tanto pelo *smartwatch* quanto pelo sistema Arcade.

Apesar desta variação entre os equipamentos de medida, o sistema de medição proposto neste artigo mostra repetibilidade e reprodutibilidade de medição robustas o suficiente para atender os objetivos propostos da plataforma, pois é capaz de detectar os pulsos cardíacos e calcular o bpm de forma não invasiva e compartilhar esta informação para ser utilizado como parâmetro no JS.



Fig. 3. Comparação entre a medição realizada pelo sensor de PPG no joystick versus a medição de um *smartwatch* comercial e a visualização da curva de bpm.

#### E. Integração dos Componentes do Sistema

O diagrama da Fig. 4 mostra todos os componentes eletrônicos utilizados na plataforma. O kit joystick padrão é composto por uma haste que possui 4 chaves do tipo fim de curso, que indicam para qual direção a haste é acionada. As chaves de fim de curso da haste são conectadas na placa conhecida popularmente como *Zero Delay* (ZD), que tem como função converter os sinais do kit joystick para um padrão de comunicação, por exemplo USB. É possível conectar até 16 botões nesta placa de interface, contudo neste trabalho foram utilizados apenas 4 botões. A placa ZD é conectada em uma das quatro portas USB disponíveis na placa RP e a interface visual com o usuário é dada através de um monitor de 19” com alto-falantes embutidos e entrada HDMI para a conexão com a placa RP. Opcionalmente, foram utilizados teclado e mouse padrões nas entradas USB do RP durante a etapa de testes e programação, no entanto, posteriormente estes itens foram removidos, pois pode-se controlar o sistema remotamente via rede wireless.

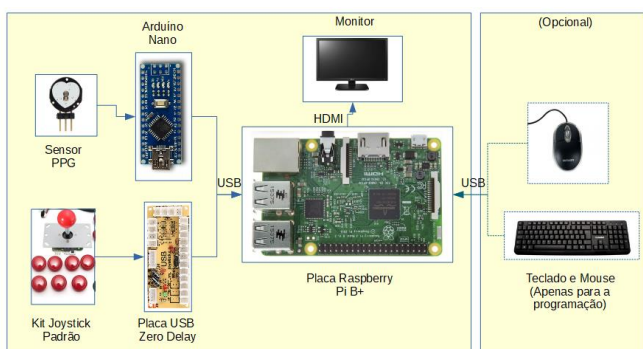


Fig. 4. Diagrama de conexão dos componentes do sistema.

A empunhadura que acompanha o joystick padrão foi removida e em seu lugar foi acoplada a empunhadura com o sensor de PPG.

#### F. Empunhadura Com Sensor PPG

O modelo da empunhadura foi inspirado em uma pequena nave com um rosto caricato, a fim de ser mais atrativo para crianças, conforme mostra a Fig. 5. Duas semiesferas compõem a empunhadura: a semiesfera inferior contém o encaixe para conexão com a haste do joystick padrão e a semiesfera superior aloja o sensor PPG, respeitando o espaçamento entre sensor-dedo através de um pequeno cilindro oco. A distância utilizada entre o sensor e o lado externo do cilindro é de 2 cm. O acoplamento mecânico entre as duas esferas é feito através de parafusos e existe um pequeno orifício para a passagem dos fios do sensor de PPG para o interior do gabinete, como pode ser notado nos passos de instalação, mostrados na Fig. 6(d).

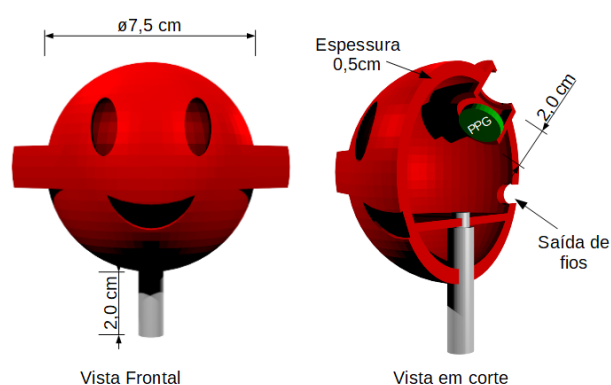


Fig. 5. Modelamento 3D da empunhadura em formato caricato.

O joystick foi centralizado no painel e 4 botões simetricamente opostos foram colocados a fim de atender jogadores destros e canhotos (Fig. 7-b). Os botões também são diferenciados em tamanho para facilitar a seleção durante a interação com o JS. Existe uma sobra de fio do sensor de PPG para permitir que joystick rotacione e o jogador melhor posicione a mão sobre este.

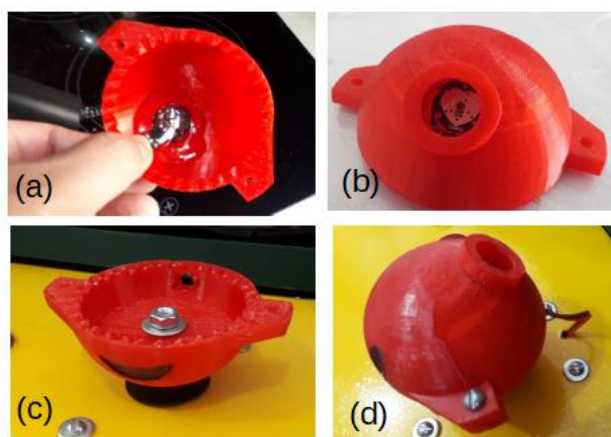


Fig. 6. (a) Fixação do sensor no interior da empunhadura, (b) Vista externa do sensor, (c) Encaixe mecânico no eixo do joystick e (d) Passagem de fios do sensor para o interior do gabinete.

G. Gabinete Arcade

Para atender a premissa (c) do projeto, foi modelado um gabinete inspirado nos jogos do tipo Arcade. Foi empregado madeira de 9 mm de espessura na construção do gabinete a qual foi pintada nas cores azul, amarelo, vermelho e verde, conforme mostra a Fig. 7. O estilo do arcade é do tipo “bartop”, ou seja, é um gabinete projetado para ficar sobre alguma mobília, para flexibilizar a instalação do equipamento e atender crianças das mais diversas alturas e condições ergonômicas.

Os alto-falantes do monitor estão direcionados para o jogador, contudo, o volume do som gerado pelo JS pode ser controlado, a fim de evitar distrações e desconfortos durante a intervenção. No interior do gabinete foi instalada a fonte de alimentação da placa RP e as demais conexões elétricas.

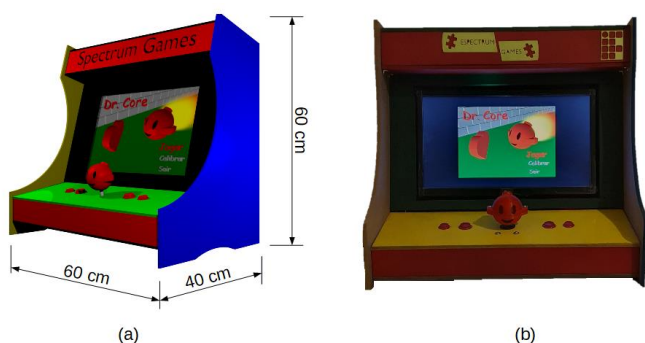


Fig. 7. Em (a) modelo digital do gabinete e (b) vista frontal do gabinete fabricado em madeira.

IV. DESENVOLVIMENTO DO JS EXEMPLO

Para a verificação da funcionalidade da plataforma e da utilização do sinal de bpm como parâmetro de jogo, foi desenvolvido um JS exemplo com o objetivo de estimular a destreza óculo-manual, pois sabe-se que os déficits motores podem impactar na área cognitiva e social dos autistas [33].

O jogo, batizado como “Dr. Core”, consiste em controlar uma pequena personagem em formato de nave em busca de corações localizados aleatoriamente no interior de um castelo.

A direção da nave é comandada pela haste do joystick e o jogador deve capturar o máximo de corações no tempo disponível. O tempo é definido de acordo com valor de bpm medido pelo sensor de PPG antes do início da partida na interface de medição. Se o valor de bpm estiver acima do valor de frequência cardíaca considerado como de repouso para crianças, o jogador terá mais tempo disponível para capturar os corações, esperando-se que o bpm do jogador reduza para nível de repouso, evitando o estresse físico. Foi escolhido o valor de 100 bpm como ponto inicial para os testes da plataforma, pois o batimento cardíaco médio em repouso de crianças acima de 4 anos é menor que 100 bpm [32].

A. Interface de Medição de bpm

Ao selecionar a opção “Medir” na tela inicial, o jogador é direcionado para interface de medição de bpm, após receber a instrução de como deve posicionar o dedo sobre o sensor, mostrada na Fig. 8 (b).



Fig. 8. (a) Tela inicial do jogo “Dr. Core”, (b) Instrução de posicionamento do dedo para a medição de bpm utilizando o joystick.

Na tela de medição de bpm (Fig. 9), é apresentada a curva de amplitude de sinal capturado pelo sensor de PPG versus o tempo, que varre a tela da esquerda para a direita. Ao chegar no extremo direito da tela, o formato de onda é apagado e começa uma nova captura. Se o sinal de bpm estiver fora dos limites estipulados de 50 a 150 bpm, a mensagem “Procurando Sinal...” é apresentada ao jogador e mantém-se o último valor de bpm lido pelo sistema.

Após a estabilização da medição e o botão de retorno for selecionado, o último valor medido de bpm é salvo e utilizado como referência para base de tempo para o jogo.

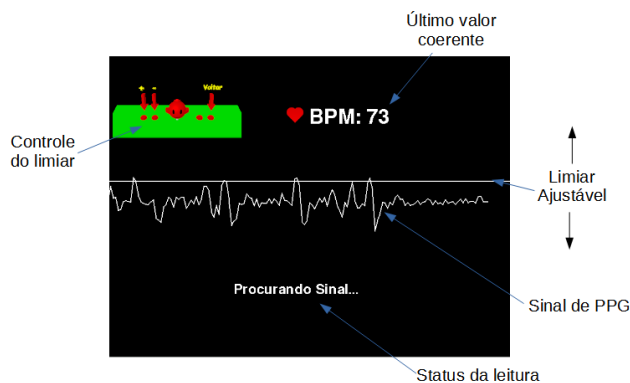


Fig. 9. Tela de medição de bpm, mostrando a perda do sinal.

B. O Jogo “Dr. Core”

Ao retornar para a tela inicial após realizar a medição de bpm, ao selecionar a opção “Jogar”, o jogador inicia a partida.

O cenário do jogo é composto por uma vista superior de um castelo no qual a nave “Dr. Core”, que tem o mesmo formato do joystick, é aprisionada e somente poderá sair ao término do tempo disponível (Fig. 10). O tempo é representado pelo escoamento de corações no interior de uma ampulheta, como pode ser observado na Fig. 11.

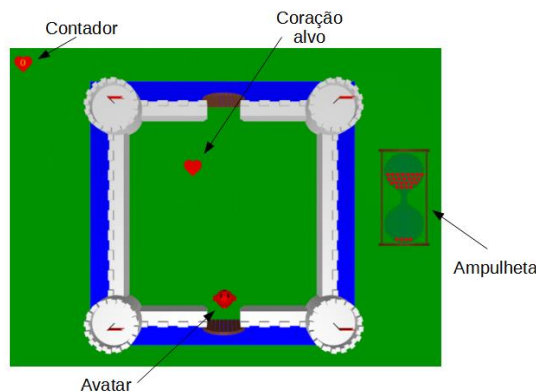


Fig. 10. Vista superior do cenário de jogo.

A velocidade de escoamento da ampulheta é dependente do valor de bpm medido pelo sistema. Caso o valor seja maior ou igual a 100 bpm, o sistema aumenta em 50% o tempo original disponível para a captura de corações, com intuito de que o jogador possa diminuir o ritmo cardíaco e atingir o bpm médio em repouso.

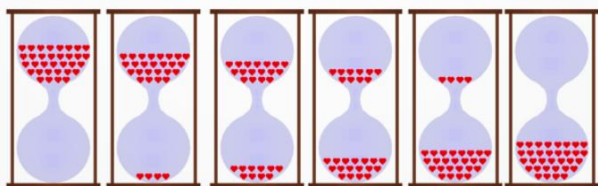


Fig. 11. Representação gráfica do tempo disponível. Na primeira ampulheta à esquerda tem-se o tempo inicial disponível e na ampulheta mais à direita, quando é finalizado o tempo disponível para a partida.

Os corações a serem coletados são gerados aleatoriamente no espaço interior delimitado pelas paredes do castelo. Para capturar um coração, o jogador deve, através da coordenação óculo-manual, direcionar a nave “Dr. Core” até o coração, utilizando o joystick. O coração capturado desaparece da tela e o contador posicionado no canto superior esquerdo é incrementado, como mostra a Fig. 10, e caso ainda haja tempo disponível, um novo coração é posicionado aleatoriamente no cenário. Não há limites de corações por cenário, o único parâmetro limitador é o tempo disponível. Ao terminar o tempo disponível, o jogador é levado automaticamente para o próximo nível, em um total de 4 níveis.

A dificuldade de captura dos corações é aumentada através dos níveis com a inserção de barreiras no interior do castelo, as quais o jogador deve se desviar para alcançar os corações alvos, e, portanto, exigindo maior destreza do jogador, como visto na Fig. 12.

Após finalizar os 4 níveis, é possível verificar o desempenho do jogador através de um relatório disponibilizado na tela, que contém a quantidade de corações capturados e o tempo disponibilizado em cada nível e o valor de bpm utilizado no jogo.

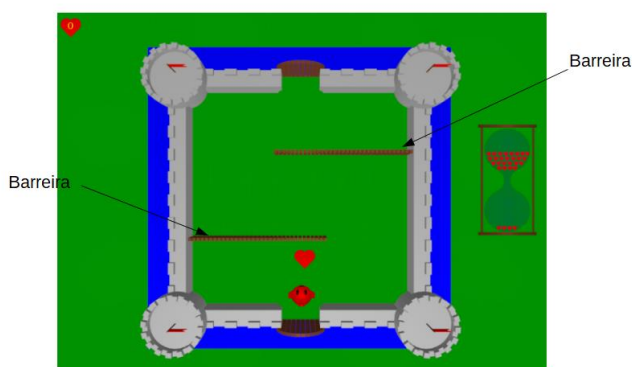


Fig. 12. Barreiras inseridas no interior do castelo para dificultar a captura dos corações.

É possível iniciar a partida sem realizar a medição de bpm e, neste caso, o relatório irá mostrar um valor padrão de 65 bpm. Este relatório pode ser registrado pelo terapeuta a fim de verificar a evolução do jogador no decorrer das sessões realizadas.



Fig. 13. Relatório disponibilizado após a finalização dos 4 níveis.

Após a apresentação do relatório, ao pressionar qualquer um dos botões, a tela de créditos é exibida e o jogador, ao pressionar qualquer botão novamente, é retornado à tela inicial, na qual tem a opção de jogar novamente, medir o bpm ou sair do jogo.



Fig. 14. Tela de créditos ao finalizar os 4 níveis.

## V. DISCUSSÃO

### A. Teste Piloto

Testes preliminares envolvendo os próprios autores do artigo mostraram a possibilidade de utilização do sinal de frequência cardíaca utilizando um sensor de PPG como parâmetro do JS. Contudo, a medição de bpm utilizando este dispositivo deve ser apenas utilizada para fins qualitativos e não para fins de diagnósticos ou tratamentos relacionados a cardiologia, devido a suscetibilidade de variação de medição pela própria movimentação do dedo do jogador ao posicionar sobre o sensor ou por fatores ambientais, como por exemplo, fontes luminosas externas que possam atingir o fotodiodo ou poeiras que possam se depositar sobre o sensor.

### B. Hardware

A utilização de placas eletrônicas de prototipagem como Arduino e RP para o desenvolvimento do dispositivo se mostrou suficiente para atingir as premissas de projeto, além de permitir modificações e expansões futuras sem a necessidade de troca de componentes.

O custo destes componentes, quando comparados com computadores e consoles de vídeo game comerciais, se torna mais um atrativo durante a fase de desenvolvimento de jogos sérios específicos. O custo da presente montagem está em torno de \$250 dólares americanos.

A montagem do sensor atendeu a funcionalidade esperada, sendo acoplado ao *joystick* de forma oculta no interior de uma empunhadura fabricada em impressora 3D convencional. A utilização de impressão 3D abre as possibilidades de customização da empunhadura, a fim de atender diferentes necessidades de usuários.

### C. Sobre o JS

A utilização de *software* aberto e gratuito atendeu de forma adequada aos requisitos do projeto. O material de referência disponível para consulta e fóruns de dúvidas é vasto e se mostrou suficiente. Foi possível criar um jogo de duas dimensões que integrasse o valor obtido de bpm através do sensor de PPG e os comandos provindos de um *joystick* ao jogo sem atrasos de processamento (*lag*) perceptíveis ao jogador. Contudo, percebeu-se que a biblioteca *Pygame* não é indicada para jogos que requeiram estéticas sofisticadas, como por exemplo, um ambiente virtual em três dimensões. Portanto, para jogos de maior complexidade e necessidade de processamento, deve-se avaliar a utilização de outras ferramentas de programação.

### D. Plataforma Arcade

A plataforma Arcade desenvolvida é de fácil reprodução e pode ser reaproveitada para a criação de outros JS para estimular outros aspectos de interesse para a população TEA como, por exemplo, a atenção do jogador e sensibilidade sonora e aprendizagem de conceitos de lateralidade (direita, esquerda, frente, atrás). Devido sua estrutura, ainda existe espaço interno e externo para a adição de outros tipos de sensores que possam ser utilizados na melhoria da detecção do estado emocional do jogador.

### E. Questionário Eletrônico

Um questionário eletrônico foi respondido por 39 especialistas e interessados na área de TEA e JS que avaliaram a plataforma Arcade, o design do joystick e o jogo [34]. A seguir são mostradas quatro perguntas que foram feitas aos especialistas e que obtiveram respectivamente médias 2,7; 4,0; 4,0 e 4,3 numa escala *Likert* de 1 a 5:

- “Custando \$250 dólares a plataforma é um recurso de baixo custo?”;
- “A aparência da plataforma vai atrair a atenção dos autistas de 7 a 14 anos?”;
- “A aparência do joystick vai atrair a atenção dos autistas de 7 a 14 anos?”;
- “Conhecer o nível do batimento cardíaco (bpm) é importante para o controle do estresse?”.

Os especialistas mostraram concordância quanto à atratividade do gabinete e do *joystick* ao público autista e conhecer o valor de bpm também foi julgado como um importante fator para avaliar o nível de estresse, o que reitera a importância de plataformas multimodais como a apresentada neste trabalho.

O custo de montagem foi a característica da plataforma que obteve a maior discordância pelos participantes. Uma das possíveis causas é a alta variação da taxa cambial do Dólar do início do projeto comparada à taxa quando o questionário foi realizado. Outra possível causa é a área de atuação de alguns

dos respondentes, pois, dependendo desta área, a percepção de custos de equipamentos pode variar.

## VI. CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

As premissas deste trabalho foram alcançadas com o desenvolvimento de um dispositivo capaz de medir qualitativamente o sinal de frequência cardíaca e utilizar esta informação como parâmetro de um JS. O apelo estético ao utilizar um gabinete nos moldes dos antigos jogos de entretenimento Arcade e a inserção do sensor de forma oculta em um *joystick* com forma agradável também foram atingidos. A possibilidade de utilização de sistemas multimodais com JS para realizar medições automatizadas durante aplicações de sessões terapêuticas se mostrou um recurso interessante para profissionais da área realizarem análises mais aprofundadas dos resultados alcançados em terapias.

As medidas qualitativas de bpm realizadas com os autores do artigo mostram que o sistema é capaz de entender a variação da frequência cardíaca, no entanto, esta medição de bpm não deve ser utilizada para fins de diagnósticos ou tratamentos relacionados a cardiologia, devido a suscetibilidade de variação de medição pela própria movimentação do dedo do jogador ao posicionar sobre o sensor ou outros fatores ambientais.

A avaliação geral da plataforma (gabinete Arcade, controles e multimodalidade) foi favorável, através dos resultados obtidos pelo questionário eletrônico pois, excetuando o custo, todos os outros itens obtiveram nota média de avaliação acima do meio de escala (nota 3,0).

As próximas etapas e sugestões de aprimoramentos futuros são apresentadas a seguir:

- Realizar testes práticos com o público-alvo;
- Verificar as condições ergonômicas do dispositivo em relação, por exemplo, a empunhadura do *joystick* por usuários destros e canhotos, posição de utilização (sentado ou em pé), distância ou tamanho de tela e amplitude sonora;
- Verificar se há correlação entre o desempenho do jogador e a medição de bpm;
- Inserir novos sensores não invasivos para sinais fisiológicos diversos, a fim de melhor entender o estado emocional e de estresse do usuário e automatizar o reconhecimento dos picos de pulsação.

### AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio do IFSC Campus Joinville através do edital de pesquisa 02/DEPEC/CJ/2019. O terceiro autor agradece ao CNPq - Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico pela bolsa DT-II: processo 313398/2019-4.

### REFERÊNCIAS

- [1] Center for Disease Control and Prevention (CDC). “Data & statistics on autism spectrum disorder,” Disponível em: <https://www.cdc.gov/ncbddd/autism/data.html>. Acesso em: 09 de setembro de 2020.
- [2] C. Oliveira. “Um Retrato do Autismo no Brasil,” Revista Espaço Aberto, ed. 170, 6 de abril. São Paulo, Brasil, 2016.
- [3] APA-American Psychiatric Association. “DSM-5: Manual diagnóstico e estatístico de transtornos mentais,” in Artmed Editora, 2014.

- [4] Z. Warren *et al.*, “A Systematic Review of Early Intensive Intervention for Autism Spectrum Disorders,” In *Pediatrics*, vol. 127, no. 5, pp. e1312 e1322, May 2011.
- [5] M. Heimann, K. Nelson, T. Tjus e C. Gillberg, “Increasing reading and communication skills in children with autism through an interactive multimedia computer program,” In *Journal of Autism and Developmental Disorders*, vol. 25, no. 5, pp. 459–480, 1995.
- [6] J. Munson e P. Pasqual, “Using technology in autism research: the promise and the perils,” In *Computer*, vol.45, no. 6, pp. 89-91, 2012.
- [7] T. G. Filho. “Tecnologia Assistiva: favorecendo o desenvolvimento e a aprendizagem em contextos educacionais inclusivos,” Em: C.R.M. Giroto R.B. Poker, S. Omote. (Org.). *As tecnologias nas práticas pedagógicas inclusivas*. Cultura Acadêmica, Marília-SP, pp. 65-92, 2012.
- [8] J. Alvarez e D. Djaouti, “An introduction to Serious Game Definitions and Concepts,” In *Proceedings of the Serious Games & Simulation for Risks Management Workshop*, pp. 11-15, 2011.
- [9] E. H. Farias, M. da Silva Hounsell, L. B. Blume, F. R. Ott, e F. V. P. Cordovil. “Moviletrando: Jogo de movimentos para alfabetizar crianças com down,” *Simpósio Brasileiro de Informática na Educação*, Vol. 24, No. 1, p. 316, 2013.
- [10] A. M. Santos *et al.*, “I Blue It: Um Jogo Sério para auxiliar na Reabilitação Respiratória,” In *Proceedings of XVII SBGames*, pp. 179-188, 2018.
- [11] C. Liu, P. Agrawal, N. Sarkar e S. Chen, “Dynamic Difficulty Adjustment in Computer Games Through Real-Time Anxiety-Based Affective Feedback,” In *International Journal of Human-Computer Interaction*, vol. 25, no. 6, pp. 506-529, 2009.
- [12] J. T. C. Néry *et al.*, “Jogos Sérios Multimodais para a Saúde: Um Mapeamento Sistemático da Literatura,” In *Proceedings of XVIII SBGames*, pp. 198-206, 2019.
- [13] D. Krantz, S. Manuck, “Acute psychophysiologic reactivity and risk of cardiovascular disease: A review and methodologic critique,” In *Psychol Bull*, vol. 96, no. 3, pp. 435-64, 1984.
- [14] D. Loures *et al.*, “Estresse Mental e Sistema Cardiovascular,” *Arq. Bras. Cardiol.*, vol. 78, no. 5, pp. 525-530, 2002.
- [15] A. Posar, P. Visconti, “Sensory abnormalities in children with autism spectrum disorder,” *J Pediatr (Rio J)*, vol. 94, no. 4, pp. 342-50, 2018.
- [16] K. Petersen, R. Feldt, S. Mujtaba e M. Mattsson, “Systematic mapping studies in software engineering,” In *Ease*, vol. 8, 2008, pp. 68–77.
- [17] D. Buchinger, G. A. S. Cavalcanti, M. da S. Hounsell, “Mecanismos de busca acadêmica: uma análise quantitativa,” *Revista Brasileira de Computação Aplicada*, v.6, n.1, p.108–120, 2014.
- [18] J. Fan *et al.*, “EEG-Based Affect and Workload Recognition in a Virtual Driving Environment for ASD Intervention,” In *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 65, no. 1, pp. 43-51, 2018.
- [19] S. Kuriakose e U. Lahirir, “Design of a Physiology-Sensitive VR-Based Social Communication Platform for Children with Autism,” In *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, no. 8, pp. 1180-1191, 2017.
- [20] Y. Li *et al.*, “Using Physiological Signal Analysis to Design Affective VR Games,” In *IEEE ISSPIT, Abu Dhabi, United Arab Emirates*, pp. 57-62, 2015.
- [21] Z. Cheng *et al.*, “An EEG-based Adaptive Training System for ASD Children,” In *UIST’17*, pp. 197-199, 2017.
- [22] E. Bekele *et al.* “Multimodal Adaptive Social Interaction in Virtual Environment (MASIVR) for children with Autism Spectrum Disorders (ASD),” In *IEEE Virtual Reality Conference*, pp. 121-130, 2016.
- [23] F. Anderson *et al.* “Virtual Equine Assisted Therapy,” In *IEEE Virtual Reality Conference*, pp. 255-256, 2010.
- [24] S. Kuriakose e U. Lahiri, “Understanding the Psycho- Physiological Implications of Interaction with a Virtual Reality-Based System in Adolescents with Autism: A Feasibility Study,” In *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 23, no. 4, pp. 665-675, 2015.
- [25] B. Hamadicharef e M. Xu, “Brain-Computer Interface (BCI) based Musical Composition,” In *International Conference on Cyberworlds*, pp. 282-286, 2010.
- [26] P. Bacchini, *et al.*, “Developing an Affective Point-of-Care Technology,” In *IEEE Symposium on Computational Intelligence in Healthcare and e-health*, pp. 77- 84, 2014.
- [27] K. Shelley e S. Shelley, “Pulse Oximeter Waveform: Photoelectric Plethysmography, in *Clinical Monitoring*,” Carol Lake, R. Hines e C. Blitt, Eds.: W.B. Saunders Company, 2001, pp. 420-428.
- [28] World Famous Electronics llc, “Pulsesensor datasheet,” Disponível em:[https://cdn.shopify.com/s/files/1/0100/6632/files/Pulse\\_Sensor\\_Data\\_Sheet.pdf?14358792549038671331](https://cdn.shopify.com/s/files/1/0100/6632/files/Pulse_Sensor_Data_Sheet.pdf?14358792549038671331). Acesso em: 09 de setembro de 2020.
- [29] A. Esteves *et al.*, “Força de preensão, lateralidade, sexo e características antropométricas da mão de crianças em idade escolar,” *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, vol. 7, no. 2, pp. 69-75, 2005.
- [30] S. F. Barret. “Arduino Microcontroller Processing for Everyone!,” 3<sup>rd</sup> ed., Morgan & Claypool, 2013, pp. 1-2.
- [31] Raspberry Pi Foundation, “About Raspberry,” Disponível em: <https://www.raspberrypi.org>. Acesso em: 26 de setembro de 2020.
- [32] S. Fleming *et al.*, “Normal ranges of heart rate and respiratory rate in children from birth to 18 years of age: a systematic review of observational studies,” In *Lancet.*, vol. 377, no. 9770, pp. 1011-1018, 2011.
- [33] K. Ament *et al.*, “Evidence for specificity of motor impairments in catching and balance in children with autism,” In *J Autism Dev Disord.*, vol. 45, no. 3, pp. 742-51, 2015.
- [34] A. B. Trindade *et al.*, “Avaliação de Plataforma Multimodal de Jogos Sérios para Auxílio a Terapia para Autistas,” *Anais do XXXII Simpósio Brasileiro de Informática na Educação*, trilha 2, 2021.