FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO

Sala Sensorial Terapêutica

Joana Fernandes Aires



Mestrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores

Orientador: Prof. Miguel Velhote Correia

2 de outubro de 2026

© Joana Fernandes Aires, 2026

Resumo

A Realidade Virtual tem evoluído de uma ferramenta lúdica para um instrumento relevante na neurociência e na reabilitação, permitindo a criação de cenários controlados para a modulação emocional e o treino de competências. No entanto, a maioria das soluções atuais opera em *open-loop*, limitando-se a registar dados sem adaptar a experiência ao estado do utilizador em tempo real e recorrendo sobretudo a medidas subjetivas que interrompem a imersão. Nesta dissertação foi desenvolvida uma Sala Sensorial Terapêutica inteligente para controlo de *stress*. A dissertação inclui uma revisão estruturada da literatura e a especificação do sistema. Foi definido um modelo conceptual do ambiente, concebida e implementada uma arquitetura multimodal em *closed-loop* e realizado um estudo piloto de viabilidade. O protótipo integrou biossinais de Espectroscopia Funcional de Infravermelho Próximo, Eletrocardiografia e Atividade Eletrodérmica, com normalização em relação à linha de base, cálculo de um índice adaptativo de *stress* e transmissão em tempo real para a adaptação do cenário virtual. Os resultados do estudo piloto mostraram que o sistema consegue adquirir, sincronizar, processar e exportar os dados de forma estável ao longo de uma sessão experimental completa, confirmando a viabilidade técnica e metodológica da abordagem proposta. Esta dissertação fornece, assim, uma base para desenvolvimentos futuros em ambientes imersivos adaptativos orientados à regulação do *stress*.

Palavras-Chave: Realidade Virtual, Regulação Emocional, *closed-loop*, Biossinais, Interface Cérebro-Computador.

Abstract

Virtual Reality has evolved from a recreational tool to a relevant instrument in neuroscience and rehabilitation, allowing the creation of controlled scenarios for emotional modulation and skills training. However, most current solutions operate in open-loop, limiting themselves to recording data without adapting the experience to the user's state in real time and relying mainly on subjective measures that interrupt immersion. In this dissertation, a smart therapeutic sensory room for stress management was developed. The dissertation includes a structured literature review and the system specification. A conceptual model of the environment was defined, a closed-loop multimodal architecture was designed and implemented, and a pilot feasibility study was conducted. The prototype integrated biosignals from Functional Near-Infrared Spectroscopy, Electrocardiography, and Electrodermal Activity, with baseline normalisation, calculation of an adaptive stress index, and real-time transmission to adapt the virtual scenario. The results of the pilot study showed that the system is capable of acquiring, synchronising, processing, and exporting data in a stable manner throughout a complete experimental session, confirming the technical and methodological feasibility of the proposed approach. The dissertation thus provides a foundation for future developments in adaptive immersive environments geared toward stress regulation.

Key-words: Virtual Reality, Emotional Regulation, closed-loop, Biosignals, Brain-Computer Interface.

Objetivos de Desenvolvimento Sustentável das Nações Unidas

Os Objetivos de Desenvolvimento Sustentável (ODS) das Nações Unidas constituem um enquadramento global orientado para a promoção de um futuro mais sustentável, equitativo e inclusivo. No âmbito desta dissertação, o objetivo mais relevante é o ODS 3, centrado na promoção da saúde e do bem-estar para todos, em todas as idades.

Este trabalho contribui para o ODS 3 ao propor um sistema imersivo em Realidade Virtual para monitorização e regulação do *stress*. A abordagem desenvolvida explora a utilização de biossinais multimodais e de uma arquitetura em *close-loop*, com vista a suportar uma interação adaptativa, personalizada e não invasiva, com potencial de aplicação na autorregulação emocional e em contextos futuros de apoio à saúde mental.

Ao combinar monitorização fisiológica com adaptação em tempo real do ambiente virtual, esta dissertação procura contribuir para o desenvolvimento de tecnologias que possam apoiar a redução do *stress*, o bem-estar do utilizador e a criação de ferramentas terapêuticas mais responsivas em contextos controlados.

ODS 3 Garantir o acesso à saúde de qualidade e promover o bem-estar para todos, em todas as idades.

ODS	Meta	Contributo	Possíveis indicadores
3	3.4	A dissertação propõe um sistema imersivo para monitorização e regulação do *stress*, apoiando o bem-estar emocional através de ambientes virtuais adaptativos e de monitorização fisiológica multimodal.	Viabilidade do protótipo; indicadores fisiológicos de *stress*; perceção de conforto pelo utilizador; redução percebida do *stress*.

Agradecimentos

À minha família, em particular pais, irmãos e avó, agradeço o apoio incondicional, a paciência e o incentivo constante, sem os quais este trabalho não teria sido possível.

Ao Professor Miguel Velhote Correia, meu orientador, agradeço a disponibilidade, o rigor científico e o acompanhamento constante ao longo deste trabalho, bem como as sugestões e críticas construtivas que contribuíram significativamente para a sua qualidade.

Ao Centro de Investigação em Reabilitação da Escola Superior de Saúde do Politécnico do Porto, e em particular ao professor Paulo Gomes e, aos meus colegas, Francisco Pinto e Pedro Teixeira, agradeço o acesso às instalações, aos equipamentos e o apoio prestado durante a fase experimental deste trabalho.

Aos amigos que caminharam comigo ao longo destes anos, obrigada por tornarem este percurso mais leve, pela paciência e pelo ânimo nos momentos mais difíceis.

Às minhas melhores amigas, agradeço a paciência, a força, o carinho e a amizade de sempre.

Ao meu namorado, agradeço a paciência para ouvir horas de conversa sobre *stress*, biossinais e realidade virtual, pelo carinho, por estar sempre presente e pelo apoio incansável em todos os momentos deste percurso.

Joana Fernandes Aires

Índice

1 Introdução **1**
- 1.1 Enquadramento e Contextualização . . . 1
- 1.2 Motivação e Definição do Problema . . . 2
- 1.3 Objetivos do Trabalho . . . 3
- 1.4 Contribuições e Potenciais Aplicações . . . 4
- 1.5 Estrutura do Documento . . . 5

2 Fundamentação Teórica **6**
- 2.1 Sinais Fisiológicos e Sensores . . . 6
  - 2.1.1 Eletroencefalografia (EEG) . . . 6
  - 2.1.2 Espectroscopia Funcional de Infravermelho Próximo (fNIRS) . . . 8
  - 2.1.3 Eletrocardiografia (ECG) e Variabilidade da Frequência Cardíaca (HRV) 9
  - 2.1.4 Atividade Eletrodérmica (EDA) . . . 10
- 2.2 Interface Cérebro-Computador (BCI) . . . 10
- 2.3 Realidade Virtual (VR) e Ambientes Imersivos . . . 12
- 2.4 Desafios da Integração Multimodal . . . 13
  - 2.4.1 Aquisição Multimodal de dados . . . 13
  - 2.4.2 Sincronização e processamento em tempo real . . . 14

3 Estado da Arte **16**
- 3.1 VR na gestão do *stress* . . . 16
- 3.2 VR com monitorização multimodal de biossinais . . . 17
- 3.3 Sistemas em *closed-loop* e BCIs em VR . . . 19
- 3.4 Discussão e Limitações do Estado da Arte . . . 20

4 Metodologia e Implementação do Sistema **23**
- 4.1 Requisitos do Sistema . . . 23
  - 4.1.1 Requisitos funcionais . . . 23
  - 4.1.2 Requisitos não funcionais . . . 24
- 4.2 Arquitetura Global do Sistema . . . 25
  - 4.2.1 Integração de *hardware* e *software* . . . 26
  - 4.2.2 Modelo de concorrência e execução assíncrona . . . 27
  - 4.2.3 Organização Temporal da Sessão . . . 28
  - 4.2.4 *Launcher* automático e orquestração da sessão . . . 30
- 4.3 Aquisição Multimodal e Sincronização . . . 32
  - 4.3.1 Aquisição periférica: BITalino, ECG e EDA . . . 33
  - 4.3.2 Aquisição hemodinâmica: fNIRS via *Lab Streaming Layer* (LSL) . . . 34
  - 4.3.3 Sincronização temporal e registo de eventos . . . 35

4.4 *Pipeline* de Processamento de Sinal e Extração de Características 35
4.4.1 Processamento de ECG 36
4.4.2 Processamento de EDA 36
4.4.3 Processamento de fNIRS 37
4.4.4 Normalização por *baseline* 37
4.5 Lógica Experimental e Controlo do Fluxo 37
4.5.1 Inicialização do sistema 39
4.5.2 Calibração individualizada: *baseline* 40
4.5.3 Estimação online: *adaptive spider loop* 41
4.5.4 Encerramento e exportação de dados 42
4.6 Cálculo do Índice Adaptativo de *stress* 42
4.6.1 Normalização por *baseline* individual 43
4.6.2 Combinação ponderada das *features* 43
4.6.3 Suavização exponencial e discretização do nível de *stress* 44
4.6.4 Transmissão LSL para adaptação do ambiente virtual 45

5 Validação e Estudo Piloto **47**
5.1 Desenho Experimental do Estudo Piloto 47
5.2 Avaliação Técnica e Robustez do Sistema 48
5.3 Sincronização e rastreabilidade 49
5.4 Encerramento e exportação 49
5.5 Indicadores de robustez 49
5.6 Discussão 50

6 Conclusões e Trabalho Futuro **52**
6.1 Resposta às Questões de Investigação 52
6.2 Síntese do Trabalho 52
6.3 Contribuições Principais 53
6.4 Limitações 54
6.5 Trabalho Futuro 54

Referências **56**

Lista de Figuras

1.1 Sala imersiva do Centro de Investigação em Reabilitação (CIR) 2

2.1 Montagem *standard* dos elétrodos de uma touca de EEG 7
2.2 Esquema conceptual do volume de tecido amostrado por um par fonte-detetor em fNIRS 8
2.3 Esquema simplificado da onda ECG com identificação do complexo P–QRS–T e do intervalo RR [4]. 9
2.4 Imagem ilustrativa da colocação de elétrodos para registo de EDA na mão [4]. . . 10
2.5 Esquema conceptual de uma BCI não invasiva em *closed-loop* 11
2.6 Sincronização multimodal de fNIRS, ECG e EDA com eventos do ambiente de VR usando *triggers* temporais. 14

4.1 Diagrama *Unified Modeling Language* (UML) de caso de uso. 25
4.2 Diagrama de estrutura composta da Sala Sensorial Terapêutica. 27
4.3 Diagrama de atividades da sessão experimental, com *swimlanes* por componente do sistema. 29
4.4 Interface inicial do *launcher* automático da Sala Sensorial Terapêutica. 30
4.5 Mensagem de confirmação após a configuração automática bem-sucedida. 31
4.6 Atalho do executável *standalone* do *launcher* no ambiente *Windows*. 32
4.7 Janela *LSL Output Mapping* do OxySoft. 34
4.8 Fluxo de atividades da sessão experimental. 39
4.9 Componente `code_start` da rotina inicial no *PsychoPy Builder*. 40
4.10 Ecrã apresentado ao participante durante a fase de *baseline*. 40
4.11 Ambiente VR: estímulo, HUD e menu de configuração. 42
4.12 Diagrama de estados do nível qualitativo de stress. 45

5.1 Exemplo de sinais brutos de fNIRS registados durante uma sessão de teste. . . . 48

Lista de Tabelas

3.1 Análise de VR na gestão do *stress*. 17
3.2 Tabela de comparação de monitorização multimodal em VR. 19
3.3 Exemplos de integração entre BCIs, VR e controlo em *closed-loop*. 21

Lista de Acrónimos

BCI Interface Cérebro-Computador
CIR Centro de Investigação em Reabilitação
ECG Eletrocardiografia
EDA Atividade Eletrodérmica
EEG Eletroencefalografia
ESS Escola Superior de Saúde
FEUP Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
fNIRS Espectroscopia Funcional de Infravermelho Próximo
GUI Interface Gráfica do Utilizador
HbO Oxihemoglobina
HbR Desoxihemoglobina
HMD *Head-Mounted Display*
HR Frequência Cardíaca
HRV Variabilidade da Frequência Cardíaca
iVR *Immersive Virtual Reality*
LSL *Lab Streaming Layer*
MEEC Mestrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores
ODS Objetivos de Desenvolvimento Sustentável
RMSSD *Root Mean Square of Successive Differences*
SCL Nível de Condutância da Pele
SCR Resposta de Condutância da Pele
SDNN *Standard Deviation of NN Intervals*
UML *Unified Modeling Language*
VR Realidade Virtual

Capítulo 1

Introdução

1.1 Enquadramento e Contextualização

A VR evoluiu de uma ferramenta predominantemente lúdica para um instrumento fundamental na neurociência, psicologia e reabilitação. A capacidade de criar ambientes controlados e imersivos permite simular situações da vida real com uma precisão difícil de alcançar em laboratórios convencionais. Paralelamente, a monitorização de estados mentais através de BCI tem procurado formas de descodificar a intenção e a emoção humanas em tempo real [5, 9, 13, 21].

No entanto, a avaliação da experiência do utilizador em ambientes virtuais tem dependido historicamente de métodos subjetivos, como questionários pós-experiência, que interrompem a imersão e falham na captura da dinâmica temporal das emoções. A tendência atual, impulsionada pela *Industry 4.0* e pela saúde digital, move-se em direção a sistemas adaptativos *closed-loop* que ajustam o ambiente virtual com base na resposta fisiológica imediata do utilizador [5, 8, 9, 13, 21].

Neste contexto, a fusão de sensores, especificamente a combinação de fNIRS, ECG e EDA, surge como uma abordagem robusta para superar as limitações individuais de cada modalidade. O fNIRS providencia informação hemodinâmica espacial, o ECG permite extrair indicadores cardiorrespiratórios, como a HRV, e a EDA reflete a ativação do sistema nervoso autónomo, criando um perfil holístico do estado de *stress* ou relaxamento do utilizador [5, 7, 12, 16, 21].

Assim, surge o conceito de sala sensorial terapêutica em VR, na qual múltiplos sensores registam, em tempo real, o estado do utilizador, alimentando algoritmos de processamento que decidem como adaptar o ambiente com o objetivo de controlar os níveis de *stress* [5, 8, 9, 21].

Este trabalho é desenvolvido no âmbito do Mestrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores (MEEC) da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP), em colaboração com o CIR da Escola Superior de Saúde (ESS) do Politécnico do Porto (P.PORTO). Esta parceria permite articular a perícia em engenharia eletrotécnica e de computadores aplicada a sistemas de aquisição e processamento de biossinais com a experiência clínica em VR, garantindo que a arquitetura proposta responde a necessidades reais de intervenção em saúde mental e reabilitação. A Figura 1.1 ilustra a sala imersiva do CIR, espaço de referência para as experiências em VR conduzidas no âmbito desta dissertação.

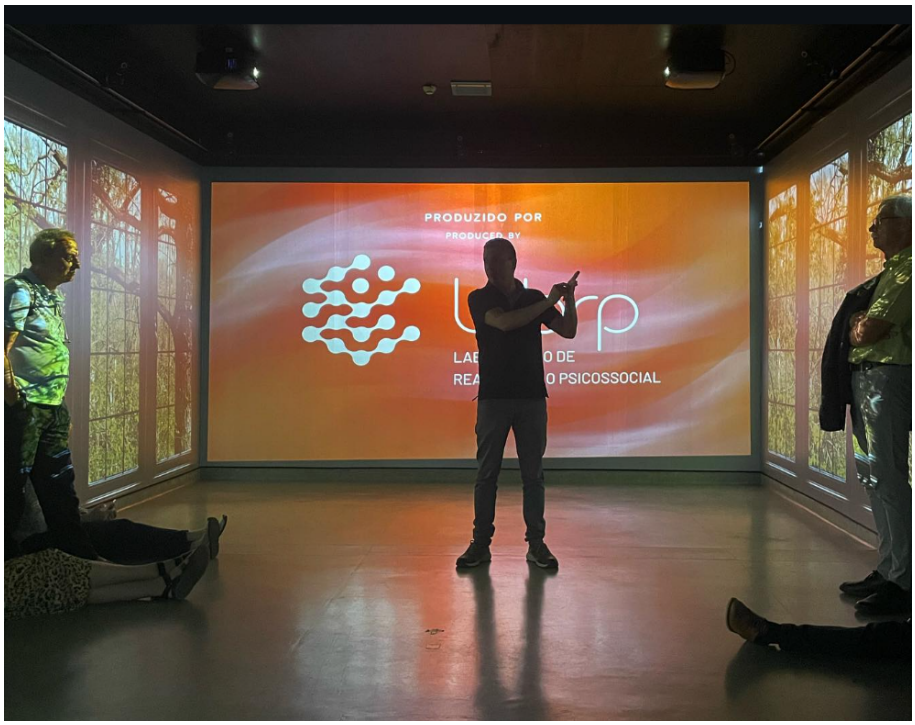


Figura 1.1: Sala imersiva do CIR, utilizada para experiências de VR imersiva no âmbito da presente dissertação. Fonte: página oficial do laboratório no *Instagram*.

1.2 Motivação e Definição do Problema

Apesar dos avanços significativos, a integração eficaz de sistemas BCI híbridos, em ambientes de VR, enfrenta desafios técnicos e metodológicos críticos. A maioria das soluções atuais opera em *open-loop*, onde os dados fisiológicos são apenas registados para análise posterior, sem verdadeira capacidade de adaptação contínua do ambiente em função do estado do utilizador [5, 8, 9].

O problema central abordado, nesta dissertação, reside na dificuldade de monitorizar estados emocionais complexos, como o *stress* agudo, de forma não invasiva e robusta dentro de um ambiente imersivo. As abordagens unimodais, usando apenas EEG ou apenas o ritmo cardíaco, mostram-se frequentemente insuficientes para distinguir nuances emocionais em cenários de ansiedade, treino em situações de risco ou contextos terapêuticos. Adicionalmente, a colocação simultânea de um *Head-Mounted Display* (HMD) de VR e de múltiplos sensores na cabeça gera conflitos ergonómicos e aumenta a suscetibilidade a artefactos de movimento, comprometendo a qualidade dos sinais de EEG e fNIRS [1, 5, 7, 12, 13, 21].

A motivação para este trabalho advém da necessidade de criar sistemas mais inteligentes e sensíveis ao estado do utilizador, capazes de detetar quando este está sobrecarregado ou ansioso e de responder automaticamente a esse estado, validando arquiteturas que possam ser aplicadas, como, por exemplo, a terapia de exposição a fobias e *stress* [5, 8–10, 21].

Tendo em conta este enquadramento, a dissertação orienta-se pelas seguintes Questões de Investigação (QI):

QI1. De que forma podem os sinais fNIRS, ECG e EDA ser combinados para estimar em tempo real, o nível de *stress* de um utilizador em VR, de forma mais robusta do que abordagens unimodais? [5, 12, 13, 21]

QI2. Quais requisitos e arquitetura são necessários para um sistema em *closed-loop* que utilize esses biosinais para adaptar automaticamente o ambiente virtual, aumentando ou reduzindo o *stress* induzido? [8, 9, 13]

QI3. Que tipos de cenários em VR e que métricas psicofisiológicas, subjetivas e objetivas são adequados para, numa fase subsequente, validar o desempenho de uma sala sensorial terapêutica inteligente orientada para o controlo do *stress*? [10, 21]

1.3 Objetivos do Trabalho

Os objetivos deste trabalho foram formulados segundo o princípio *SMART*, procurando que fossem Específicos (*Specific*), Mensuráveis (*Measurable*), Atingíveis (*Achievable*), Relevantes (*Relevant*) e enquadrados num horizonte Temporal bem definido (*Time-bound*). De acordo com o problema identificado na secção anterior, estabelecem-se os seguintes objetivos principais, implementando:

1. **Um modelo conceptual de sala sensorial em VR centrado na integração multimodal de biossinais**

   Especificidade: focado na combinação ECG/HRV, EDA e fNIRS em cenários imersivos para monitorização e regulação de *stress*. Mensurável: modelo expresso em texto e diagramas no Capítulo 3, relacionando explicitamente cada modalidade com as dimensões de *stress* alvo. [5, 18] Atingível: baseado em revisão bibliográfica e análise conceptual. Relevante: responde à ausência de modelos integrados de salas sensoriais inteligentes identificada no estado da arte. [5, 12] Temporal: previsto para a fase inicial da dissertação.

2. **Uma arquitetura de controlo em *closed-loop* para a sala sensorial**

   Especificidade: arquitetura que integre aquisição multimodal, sincronização com o ambiente VR, processamento em tempo real e mecanismos de adaptação automática do cenário com base em estimativas de *stress*. [17, 20] Mensurável: existência de um protótipo funcional capaz de correr sessões em VR com utilizadores, com métricas mínimas de latência, estabilidade e qualidade de sinal. [9] Atingível: construção incremental a partir de dispositivos comerciais (ECG, EDA e fNIRS) e de *software* de VR já disponível. Relevante: aproxima o sistema proposto dos poucos exemplos de *closed-loop* em VR descritos na literatura. [2, 8, 21] Temporal: desenvolvimento previsto para a segunda fase da dissertação, fase onde todo o estado da arte está consolidado.

3. **Um plano de validação empírica através de um estudo piloto de viabilidade**

   Especificidade: estudo com voluntários em cenários VR definidos, recolhendo os biossinais do sistema e avaliando a qualidade do sinal, funcionamento do ciclo em *closed-loop* e impacto em indicadores de *stress* [5, 10]. Mensurável: protocolo com número de participantes, tarefas, métricas (por exemplo, alterações em escalas de ansiedade, HRV e EDA) e critérios de sucesso explicitamente definidos. Atingível: dimensionado para o tempo de projeto e recursos disponíveis (equipamento, acesso a participantes). Relevante: fornece evidência preliminar sobre a viabilidade prática e o potencial terapêutico da sala sensorial proposta [21]. Temporal: previsto para a fase final da dissertação, após estabilização do protótipo.

Desta forma, os objetivos desta dissertação centram-se na construção de uma proposta bem específica, mensurável, atingível, relevante e temporal do sistema.

1.4 Contribuições e Potenciais Aplicações

Esta dissertação gera contributos concretos para o desenvolvimento de uma sala terapêutica em VR orientada para o controlo automático do *stress*, com foco na integração de sinais fNIRS, ECG e EDA num ambiente imersivo. O trabalho resulta num modelo conceptual da sala sensorial, numa arquitetura multimodal em *closed-loop* implementada num protótipo funcional e num estudo piloto com voluntários para avaliar a viabilidade da solução e o impacto das adaptações do cenário virtual, em indicadores de *stress* [5, 9, 10, 21].

Em síntese as principais contribuições do trabalho são:

- Um modelo conceptual de sala sensorial em VR centrado na integração multimodal de biosinais [5, 12];
- A proposta de uma arquitetura multimodal em *closed-loop* para controlo automático de *stress* em VR, com requisitos de latência e sincronização explicitados, que aproxima as soluções existentes de BCIs em VR de um funcionamento realmente adaptativo em tempo real [2, 8, 21];
- Um estudo piloto de viabilidade que fornece evidência preliminar e recomendações para trabalhos futuros [5, 10].
- A disseminação, em formato de artigo aceite no *IEEE BSN 2026*, de uma *proof-of-concept* para *real-time trigger* e sincronização multimodal em VR, descrevendo a arquitetura, o fluxo de aquisição e a estratégia de sincronização entre ECG, EDA e fNIRS.

Estas contribuições têm potencial de aplicação em vários contextos. Na saúde mental, o sistema poderá apoiar intervenções em ansiedade, fobias e perturbação de *stress* pós-traumático, ajustando automaticamente a intensidade da exposição virtual ao estado do paciente. Em cenários de treino e em situações de alto risco, como equipas de emergência ou forças de segurança, a sala sensorial pode ser utilizada para modular de forma progressiva a exigência emocional e cognitiva

dos cenários, mantendo o utilizador numa faixa de *stress* considerada produtiva. Em ambientes de reabilitação e bem-estar, os princípios desenvolvidos podem ainda ser explorados em programas de relaxamento e autorregulação, adaptando conteúdos de VR às respostas fisiológicas dos utilizadores [5, 9, 10, 21].

Uma versão condensada desta dissertação foi aceite para apresentação e publicação como artigo em conferência internacional:

> Aires, J. & Correia, M.V., "Design and Implementation of a Pipeline for Multimodal Biosignals Real-Time Trigger and Synchronisation in Virtual Reality Environments". Accepted to IEEE-EMBS International Conference on Body Sensor Networks (BSN 2026)

1.5 Estrutura do Documento

A organização deste documento acompanha a evolução deste trabalho desde o enquadramento inicial até à definição do plano de atividades, em seis capítulos.

No Capítulo 1 são apresentados o tema da dissertação, o enquadramento do problema do *stress* em ambientes de VR, a motivação e definição do problema, as questões de investigação, os objetivos do trabalho, as contribuições previstas e as principais aplicações da sala sensorial terapêutica proposta.

O Capítulo 2 reúne os conceitos essenciais de psicofisiologia do *stress*, instrumentação biomédica para EEG, fNIRS, ECG, EDA, BCI, VR e processamento digital de sinal, fornecendo a base conceptual necessária ao desenvolvimento do sistema.

O Capítulo 3 apresenta uma análise crítica dos trabalhos relevantes que combinam VR e biosinais para avaliação e modulação de *stress* ou emoção, com particular foco nas abordagens multimodais e nos sistemas em *closed-loop*, identificando limitações e oportunidades que enquadram a proposta desta dissertação.

O Capítulo 4 descreve a metodologia de desenvolvimento e a implementação do sistema, incluindo os requisitos funcionais e não funcionais, a arquitetura global, a aquisição multimodal e sincronização dos sinais, o pipeline de processamento e extração de características, a lógica experimental da sessão e o cálculo do índice adaptativo de *stress*.

No Capítulo 5 é apresentado o estudo piloto de validação, incluindo o desenho experimental, a avaliação técnica do protótipo, a análise da sincronização e rastreabilidade dos dados, bem como a discussão dos resultados obtidos em termos de robustez e viabilidade do sistema.

Por fim, no Capítulo 6 são apresentadas as conclusões finais do trabalho, sintetizando as principais contribuições, limitações identificadas e perspetivas de trabalho futuro para a evolução da sala sensorial terapêutica em VR.

Capítulo 2

Fundamentação Teórica

Este capítulo apresenta os fundamentos teóricos necessários ao desenvolvimento da sala sensorial terapêutica. Começa por descrever os principais sinais fisiológicos e neurofisiológicos relevantes para a monitorização do *stress*, seguindo-se uma introdução ao conceito de BCI e à sua aplicação em contextos de *closed-loop*. Discutem-se ainda os fundamentos da VR enquanto tecnologia imersiva e os principais desafios associados à integração multimodal de biossinais, aspetos que enquadram diretamente as opções metodológicas apresentadas no Capítulo 4.

2.1 Sinais Fisiológicos e Sensores

2.1.1 EEG

A EEG é uma técnica não invasiva que regista a atividade elétrica resultante da soma de potenciais pós-sinápticos de grandes populações de neurónios corticais, medida através de elétrodos colocados no escalpe [20]. Esta atividade reflete oscilações rítmicas em diferentes bandas de frequência, sensíveis a processos como atenção, carga mental, emoção e estados de vigília/sonolência, o que torna a EEG particularmente relevante para o estudo do *stress* em contextos de VR [5, 20].

Do ponto de vista neurofísico, o EEG apresenta elevada resolução temporal, tipicamente na ordem dos milissegundos, permitindo seguir de forma fina a dinâmica rápida das respostas corticais a estímulos externos e internos [20]. Em contrapartida, a resolução espacial é limitada, devido à atenuação e dispersão dos campos elétricos ao atravessarem o crânio e o couro cabeludo, o que dificulta a localização precisa das fontes geradoras da atividade registada [20].

A aquisição de EEG realiza-se com elétrodos de superfície, frequentemente organizados segundo o sistema internacional 10-20 ou as suas extensões de alta densidade (Figura 2.1), garantindo uma cobertura sistemática de regiões frontais, centrais, parietais, temporais e occipitais [20]. Para obter sinais de qualidade, é essencial assegurar um bom contacto elétrodo-pele, impedâncias baixas e a utilização de amplificadores de biopotenciais com elevada rejeição de modo comum e filtragem adequada de ruído, nomeadamente da rede elétrica [19, 20].

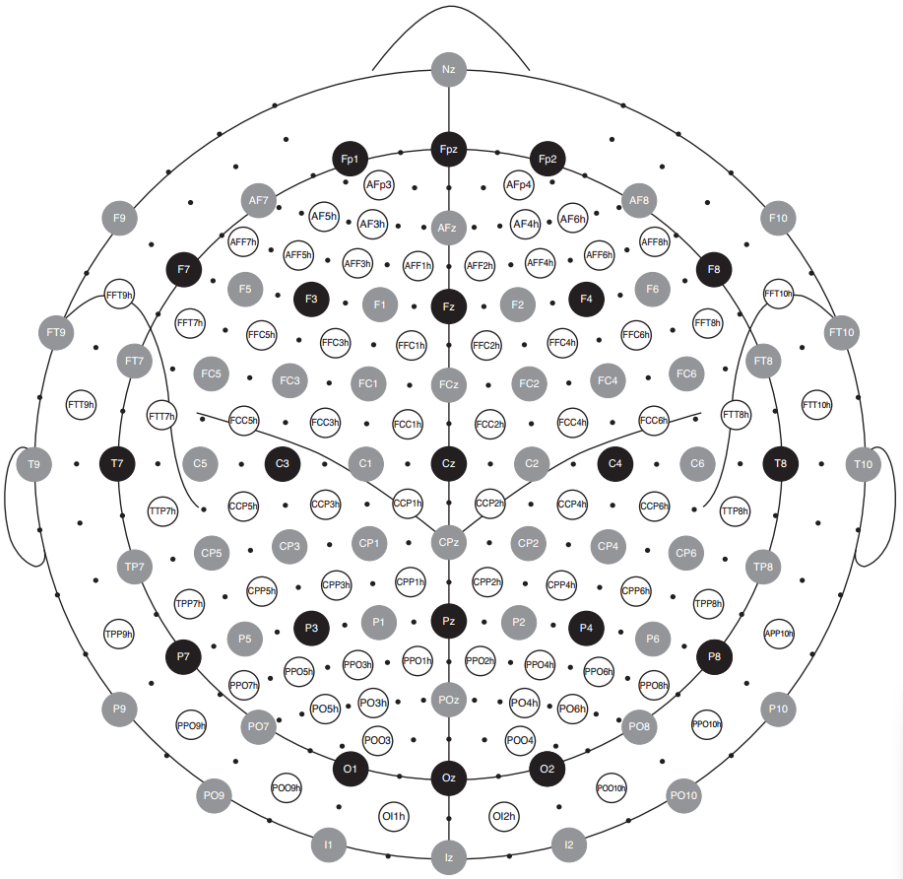


Figura 2.1: Montagem *standard* dos elétrodos de uma touca de EEG. Os 21 elétrodos a preto representam a montagem 10-20 [20].

O sinal EEG é convencionalmente descrito em termos de bandas de frequência, como delta abaixo de 4 Hz, teta 4-8 Hz, alfa 8-13 Hz, beta 13-30 Hz e gama acima de 30 Hz, cada uma associada a diferentes padrões funcionais [20]. Em particular, alterações na potência das bandas alfa e beta nas regiões frontais têm sido associadas a processos de atenção, esforço cognitivo e regulação emocional, constituindo marcadores relevantes para a avaliação de *stress* e de carga mental [5, 21].

Em ambientes imersivos com HMD, a aquisição de EEG enfrenta desafios adicionais, incluindo artefactos de movimento da cabeça, contrações musculares, piscar de olhos e interferência eletromagnética de dispositivos próximos [20]. Estes artefactos exigem cuidados acrescidos ao nível do *design* do *hardware*, da colocação de elétrodos em compatibilidade com o HMD e da aplicação de técnicas de pré-processamento e rejeição de ruído no *pipeline* de processamento em tempo real [5, 20].

No contexto desta dissertação, o EEG não é utilizado como uma das fontes de informação neurofisiológica sobre o estado do utilizador devido a questões logísticas, temporais e de acessibilidade, mas o estudo deste sinal fisiológico é importante para a perceção do estado da arte em sistemas de VR [5, 9, 21].

2.1.2 fNIRS

A fNIRS é uma técnica ótica não invasiva que permite inferir alterações na atividade cortical através da medição de variações na concentração de Oxihemoglobina (HbO) e Desoxihemoglobina (HbR) em regiões superficiais do córtex, sobretudo pré-frontais e parietais [4]. Baseia-se na emissão e deteção de luz no intervalo do infravermelho próximo, explorando o facto da absorção dessa luz depender do conteúdo sanguíneo local, o que fornece um marcador indireto da atividade neuronal através da resposta hemodinâmica [4].

Em termos instrumentais, um sistema de fNIRS é constituído por pares fonte-detetor colocados à superfície do escalpe, formando canais sensíveis a camadas corticais a poucos centímetros de profundidade, conforme ilustrado na Figura 2.2, que evidencia o perfil de sensibilidade em *banana-shape* entre a fonte de luz e o detetor [17]. A disposição dos optodes deve respeitar simultaneamente a cobertura das regiões de interesse e as limitações ergonómicas impostas por outros dispositivos, como auscultadores e HMD de VR, o que torna a integração física um aspeto crítico no contexto desta dissertação [12].

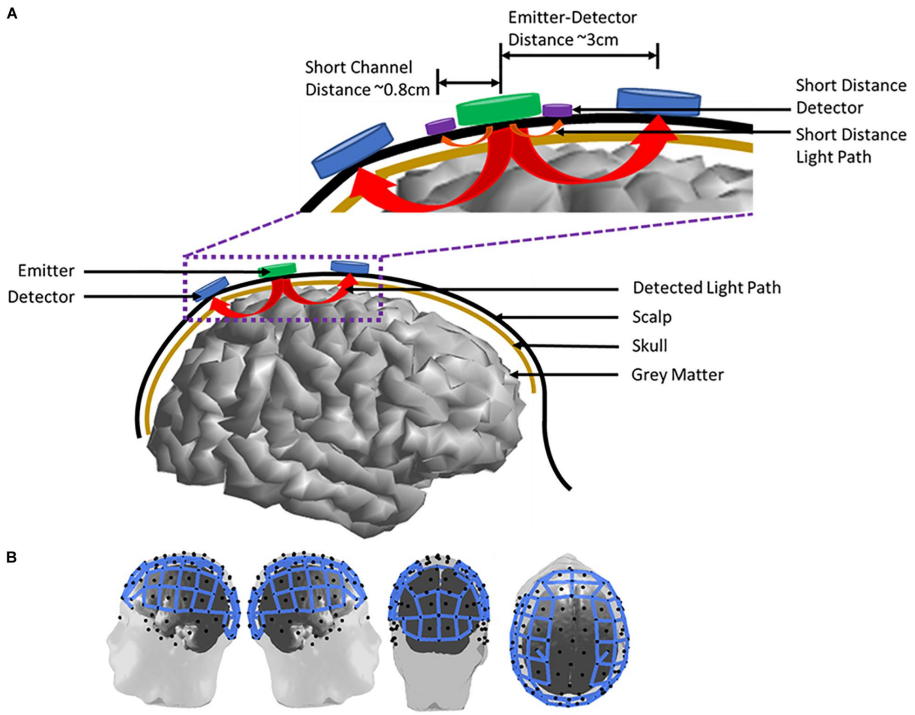


Figura 2.2: Esquema conceptual do volume de tecido amostrado por um par fonte-detetor em fNIRS, evidenciando o perfil de sensibilidade, em *banana-shape*, entre a fonte de luz e o detetor. Reproduzido de *Chen et al.*, 2020, *Frontiers in Neuroscience*, sob licença CC BY [6].

O sinal de fNIRS resulta da resolução do problema inverso ótico e é tipicamente expresso em termos de séries temporais de HbO e HbR, que refletem variações lentas, na ordem de vários segundos, associadas à resposta vascular à ativação neuronal [4]. Esta dinâmica torna a fNIRS particularmente adequada para estudar processos sustentados, como esforço cognitivo prolongado ou regulação emocional [4, 17].

2.1.3 ECG e HRV

A ECG é uma técnica não invasiva que regista, à superfície do corpo, a atividade elétrica resultante da despolarização e repolarização do miocárdio, permitindo identificar cada ciclo cardíaco através do complexo P-QRS-T (a onda P refere-se à ativação dos átrios, o complexo QRS à ativação dos ventrículos e a onda T à recuperação dos ventrículos) [19]. A Figura 2.3 esquematiza a onda ECG, identificando o complexo P–QRS–T e o intervalo RR. A forma de onda do ECG e a cronometria entre complexos QRS fornecem informação sobre o ritmo cardíaco, condução elétrica e possíveis alterações estruturais ou funcionais do coração [19].

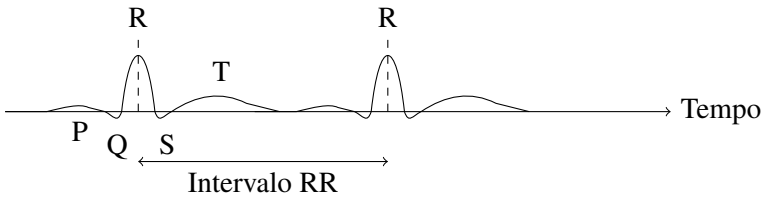


Figura 2.3: Esquema simplificado da onda ECG com identificação do complexo P–QRS–T e do intervalo RR [4].

Do ponto de vista instrumental, a aquisição de ECG recorre a elétrodos de superfície colocados segundo configurações padronizadas, ligados a amplificadores de biopotenciais com elevada impedância de entrada, elevada rejeição de modo comum e filtragem adequada de ruído, em particular da rede elétrica e de artefactos de movimento [19]. Em contextos experimentais e de VR, a utilização de configurações reduzidas, como derivações torácicas ou sistemas de 1-3 canais, é muitas vezes suficiente para uma caracterização robusta da frequência cardíaca e para o cálculo de índices de HRV, simplificando a montagem e aumentando o conforto do participante [19].

A HRV corresponde às flutuações batimento-a-batimento nos intervalos RR e é um marcador sensível da modulação autónoma sobre o nódulo sinusal, refletindo o equilíbrio dinâmico entre os ramos simpático e parassimpático do sistema nervoso autónomo [4]. Os intervalos RR são os tempos entre picos consecutivos da onda R no ECG, e a HRV resulta precisamente da análise da sequência temporal desses intervalos [4].

Essas flutuações podem ser caracterizadas no domínio temporal, por exemplo, através de medidas como SDNN (desvio padrão de todos os intervalos RR num determinado período) e RMSSD (raiz quadrada da média dos quadrados das diferenças entre intervalos RR sucessivos), ambos indicadores da variabilidade global e, em particular, da influência parassimpática de curta duração [4]. No domínio da frequência, a decomposição espectral permite obter componentes em bandas de baixa (LF) e alta frequência (HF), associadas de forma aproximada à atividade simpática e parassimpática, respetivamente [4]. Desta forma, a combinação de índices no tempo (como SDNN e RMSSD) e na frequência (como as potências em LF e HF ou a razão LF/HF) fornece um retrato sintético do equilíbrio autónomo do indivíduo entre *stress* e relaxamento [4].

2.1.4 EDA

A atividade eletrodérmica corresponde às variações da condutância elétrica da pele associadas, sobretudo, à atividade das glândulas sudoríparas écrinas, sob controlo do ramo simpático do sistema nervoso autónomo [4]. Por este motivo, a EDA é frequentemente utilizada como indicador periférico de excitação fisiológica, sensível a estados de emoção, atenção e *stress* [4].

Do ponto de vista da aquisição, a EDA é tipicamente medida como condutância da pele através de dois elétrodos colocados em regiões ricas em glândulas écrinas, como dedos, palma da mão ou planta do pé, aplicando uma pequena tensão constante e registando a corrente resultante [19]. A escolha da localização dos elétrodos envolve um compromisso entre sensibilidade à resposta simpática e sensibilidade mecânica, especialmente em contextos dinâmicos ou imersivos como a VR [4]. A Figura 2.4 ilustra uma colocação típica dos elétrodos para registo de EDA na mão.

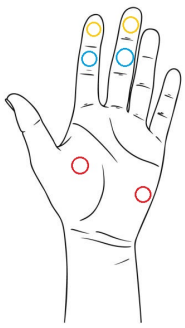


Figura 2.4: Imagem ilustrativa da colocação de elétrodos para registo de EDA na mão [4].

O sinal da EDA apresenta uma componente tónica, designada Nível de Condutância da Pele (SCL), que varia lentamente e reflete o estado geral de excitação, e uma componente fásica, constituída por Resposta de Condutância da Pele (SCR) desencadeadas por estímulos internos ou externos [4]. Métricas como a amplitude e a frequência da SCR, bem como as variações do SCL, são amplamente utilizadas para quantificar alterações momentâneas de *stress* e de emoções em paradigmas experimentais [4].

No contexto desta dissertação, a EDA é considerada uma medida periférica complementar aos sinais (fNIRS) e cardiovasculares (ECG e HRV), fornecendo uma indicador direto da ativação simpática relacionada com a resposta de *stress* [4]. A integração de EDA no sistema proposto permite monitorizar, em tempo quase real, variações rápidas de excitação fisiológica associadas às alterações do ambiente de VR, reforçando a robustez da estimativa multimodal do estado psicofisiológico do utilizador [4].

2.2 BCI

As BCI são sistemas que permitem traduzir atividade neuronal em comandos para um computador ou dispositivo externo, sem recorrer aos canais motores periféricos tradicionais, como músculos ou movimentos voluntários [20]. Nesta perspetiva, uma BCI estabelece um canal de

comunicação direto entre o cérebro e um sistema computacional, visando monitorizar estados internos ou possibilitar controlo ativo de aplicações como neuroreabilitação, comunicação assistida ou modulação de estados emocionais [20].

A Figura 2.5 reflete, do ponto de vista funcional, como uma BCI pode ser escrita como uma cadeia de processamento composta, de forma simplificada, por quatro blocos principais: aquisição de sinais neuronais, por exemplo por EEG ou fNIRS, pré-processamento e extração de características relevantes, classificação ou regressão para deduzir intenções ou estados, e, por fim, geração de comandos ou *feedback* apresentados ao utilizador [17, 20]. Esta arquitetura pode operar em modo contínuo ou em janelas de tempo discretas, exigindo requisitos de latência e robustez compatíveis com aplicações em tempo real, como ambientes imersivos de VR [17].

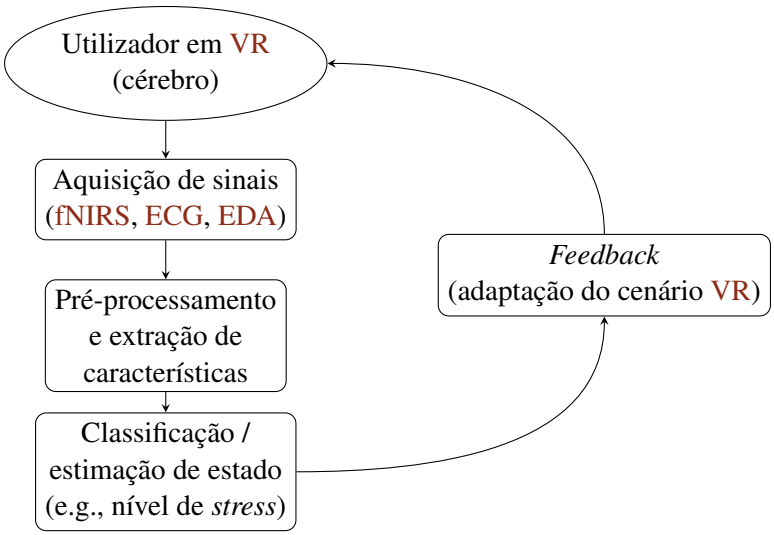


Figura 2.5: Esquema conceptual de uma BCI não invasiva em *closed-loop*, desde a aquisição multimodal de sinais até à adaptação do cenário de VR com base no estado estimado do utilizador [17, 20].

As BCI podem ser classificadas em invasivas, semi-invasivas e não invasivas, dependendo da forma de acesso à atividade neuronal [20]. No âmbito desta dissertação interessam sobretudo as BCI não invasivas, que utilizam técnicas como o EEG ou a fNIRS para registar, à superfície, sinais relacionados com a atividade cerebral, por serem menos arriscados, mais toleráveis e adequados a contextos experimentais e clínicos alargados [17, 20].

Outra distinção importante é entre BCI de comunicação ou controlo e BCI de monitorização de estados [20]. As primeiras visam permitir ao utilizador enviar comandos explícitos, por exemplo, selecionar letras, mover um cursor ou controlar um dispositivo, enquanto as segundas focam-se na estimativa contínua de estados internos, como atenção, carga cognitiva, dor ou *stress*, podendo depois usar essa informação para adaptar o comportamento de um sistema interativo [20].

Nas últimas décadas, o conceito de BCI em *closed-loop* tem ganho relevância, no qual a informação derivada dos sinais cerebrais é utilizada para ajustar em tempo real o estímulo ou *feedback*

apresentado ao utilizador, criando um ciclo de interação contínua entre cérebro e sistema [17]. Este paradigma é particularmente relevante para aplicações de *neurofeedback* e para ambientes de VR adaptativos, nos quais a intensidade dos estímulos ou o nível de desafio podem ser modulados automaticamente em função do estado neurofisiológico estimado [9, 17].

Finalmente, a utilização de BCI híbridas, que combinam múltiplas modalidades de sinal, como EEG e fNIRS, permite explorar simultaneamente propriedades complementares dos diferentes sensores, como elevada resolução temporal e sensibilidade hemodinâmica regional [16, 17]. Este tipo de abordagem multimodal é especialmente promissor para sistemas que pretendem inferir estados complexos, como o *stress*, a partir da integração de múltiplos marcadores neuronais e fisiológicos, alinhando-se com a proposta de sala sensorial terapêutica inteligente desenvolvida nesta dissertação [5, 17].

2.3 VR e Ambientes Imersivos

A VR pode ser definida como um conjunto de tecnologias que permite ao utilizador experienciar e interagir com ambientes tridimensionais gerados por computador, com um levado grau de sensação de presença nesse ambiente artificial [3]. Tipicamente, um sistema de VR integra dispositivos de visualização, sistemas de rastreio de movimentos e interfaces de interação que procuram sincronizar, em tempo real, as ações do utilizador com as alterações no mundo virtual [3].

Do ponto de vista tecnológico, o elemento central é o HMD, que apresenta imagens estereoscópicas de elevada atualização e campo de visão alargado, de forma a suportar a perceção de profundidade e a sensação de envolvimento espacial [3]. Adicionalmente, sistemas de seguimento de cabeça e mãos, baseados em sensores inerciais, câmaras ou emissores de infravermelhos, permitem mapear os movimentos reais do utilizador para o ambiente virtual, garantindo a consistência entre a ação motora e o *feedback* visual e auditivo [3].

Do ponto de vista da experiência subjetiva, distingue-se frequentemente entre imersão, entendida como o conjunto de propriedades técnicas do sistema (campo de visão, resolução, taxa de atualização e fidelidade sensorial), e presença, entendida como a sensação psicológica de envolvimento no ambiente virtual [3]. Sistemas mais imersivos, como os HMD com seguimento preciso e áudio espacial, tendem a potenciar níveis mais elevados de presença, desde que o desenho dos cenários e a interação sejam coerentes com as expectativas sensoriais e motoras do utilizador [3].

Contudo, o aumento da imersão também está associado ao risco de *cybersickness*, um conjunto de sintomas semelhantes ao enjoo de movimento, incluindo náuseas, desconforto ocular e desequilíbrio, frequentemente atribuídos a conflitos entre pistas visuais e vestibulares [3]. A gestão destes efeitos passa por escolhas de desenho e implementação, como limitar discrepâncias entre movimento real e virtual, controlar latência e aceleração aparente, e ajustar parâmetros do cenário às características e tolerância dos utilizadores [3].

No contexto desta dissertação, a VR é utilizada para criar ambientes controlados capazes de

modular, de forma sistemática, o nível de exigência e de *stress* a que o utilizador é exposto, mantendo simultaneamente um elevado grau de segurança física [5]. A combinação de cenários imersivos com monitorização de biossinais permite, assim, investigar a relação entre características do ambiente virtual, presença percebida e respostas psicofisiológicas, abrindo caminho a salas sensoriais terapêuticas inteligentes orientadas para o controlo de *stress* [5].

2.4 Desafios da Integração Multimodal

A integração de múltiplos sinais fisiológicos e neurofisiológicos, tem como objetivo combinar informação complementar sobre a atividade cerebral e automática do utilizador num sistema único de monitorização e controlo [5]. Para tal, é necessário definir de forma clara como são adquiridos estes sinais, como são sincronizados e como são processados em tempo real de forma a alimentar uma BCI em *closed-loop* [17, 20]. Esta integração multimodal aumenta a robustez da caracterização do estado psicofisiológico, mas introduz também desafios adicionais de complexidade computacional, gestão de latência e tratamento de ruído específicos de cada modalidade [4, 17].

2.4.1 Aquisição Multimodal de dados

A aquisição multimodal consiste na recolha simultânea de diferentes biosinais através de sensores especializados, cada um com requisitos próprios de montagem, eletrónica e parametrização [17]. No contexto desta dissertação, isso envolve a utilização conjunta de optodes para fNIRS, elétrodos de superfície para ECG e para EDA, montados de forma compatível com o uso de um HMD de VR e com as restrições de conforto impostas por experiências imersivas prolongadas [4, 17].

Em termos práticos, cada dispositivo adquire o seu sinal com uma frequência de amostragem apropriada à dinâmica fisiológica em causa, por exemplo, dezenas de Hertz para fNIRS e escalas de segundos para métricas derivadas de ECG e EDA [4]. A escolha da frequência de amostragem deve respeitar os princípios da teoria de amostragem, assegurando que o conteúdo espectral relevante de cada sinal é corretamente representado sem *aliasing*, isto é, sem que componentes de frequência acima de metade da frequência de amostragem sejam indevidamente projetadas para frequências mais baixas [11, 14]. Na prática, isto implica selecionar taxas de amostragem pelo menos duas a quatro vezes superiores à frequência máxima de interesse e, idealmente, utilizar filtros de *anti-aliasing* analógicos na cadeia de aquisição [11, 14].

Os dados são tipicamente transmitidos para um computador central através de ligações com ou sem fios e armazenados em fluxos temporais que devem partilhar um sistema de referência temporal comum, condição essencial para permitir análises conjuntas e a utilização dos sinais numa BCI multimodal [17]. A escolha de interfaces de *hardware* e *software* compatíveis, bem como de formatos de dados comuns, facilita a integração de múltiplos dispositivos num único *pipeline* de processamento [5, 17].

2.4.2 Sincronização e processamento em tempo real

O processamento em tempo real implica que os dados adquiridos sejam pré-processados, analisados e usados para gerar decisões ou *feedback* com uma latência suficientemente baixa para que o utilizador percecione o sistema como responsivo [17, 20]. Na prática, o fluxo de cada modalidade é dividido em janelas de análise deslizantes, sobre as quais são aplicados, de forma contínua, algoritmos de filtragem, extração de características e classificação ou regressão que devolvem, a cada ciclo, uma estimativa atualizada do estado psicofisiológico do utilizador [11, 14]. Para limitar a latência introduzida pelo processamento, é importante escolher filtros digitais com número reduzido de coeficientes e baixa complexidade computacional, para evitar que aumentem o atraso global.

A sincronização multimodal é o processo que garante que amostras de fNIRS, ECG e EDA correspondentes ao mesmo instante ou período temporal são corretamente alinhadas entre si e com os eventos do ambiente virtual, como o início de um estímulo ou a alteração de um cenário [17]. Esta sincronização pode ser obtida através de marcas de tempo partilhadas, *triggers* de *hardware* ou protocolos de comunicação dedicados, e é um pré-requisito para que o sistema em *closed-loop* utilize informação coerente das diferentes modalidades na tomada de decisão [5, 17]. Para além da sincronização no domínio do tempo, o pré-processamento inclui frequentemente a aplicação de filtros passa-banda ou de rejeição de banda para atenuar o ruído e a interferência da rede elétrica, bem como a utilização da Transformada de *Fourier* para extrair potência em bandas de frequência relevantes em janelas sucessivas, de forma compatível com as restrições de tempo real [11, 14].

Em sistemas *closed-loop*, o tempo máximo admissível entre a ocorrência de uma alteração de estado e a resposta do sistema determina restrições sobre o tamanho das janelas de análise, a complexidade dos algoritmos e a eficiência da implementação [20]. Estas restrições influenciam diretamente a escolha de técnicas de filtragem, métodos de extração de características e modelos de decisão, privilegiando abordagens que ofereçam um compromisso adequado entre precisão, estabilidade e custo computacional [17]. A Figura 2.6 ilustra este processo de sincronização entre as diferentes modalidades e os eventos do ambiente de VR, onde os três sinais fisiológicos apresentam o mesmo tempo de ocorrência no *onset* estímulo e na mudança de cenário.

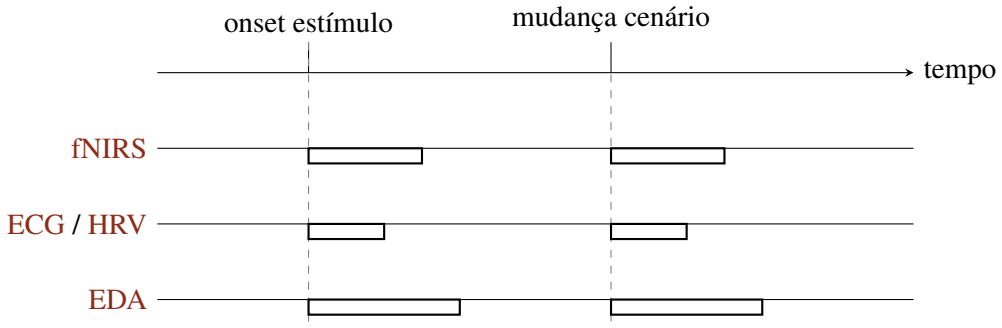


Figura 2.6: Sincronização multimodal de fNIRS, ECG e EDA com eventos do ambiente de VR usando *triggers* temporais.

Os conceitos apresentados neste capítulo constituem a base teórica sobre a qual se apoia a análise crítica do estado da arte apresentada no capítulo seguinte, onde estes fundamentos são articulados com trabalhos concretos de VR aplicada à gestão do *stress*.

Capítulo 3

Estado da Arte

A utilização de VR para indução, monitorização e regulação do *stress* tem aumentado de forma consistente, acompanhando o interesse por intervenções imersivas em saúde mental e em contextos de treino. Em paralelo, observa-se uma convergência entre VR e biossinais, com abordagens que vão desde medidas cardíacas e eletrodermais até configurações multimodais com EEG e fNIRS, embora muitos sistemas permaneçam em regime *open-loop* ou com integração limitada de *feedback* fisiológico [1, 2, 10, 13].

3.1 VR na gestão do *stress*

Meshkat *et al.* realizaram uma revisão sistemática de estudos que utilizam VR para a gestão de *stress*, ansiedade e sintomas relacionados, incluindo intervenções com cenários relaxantes, terapias de exposição e treinos em situações de risco. Os autores concluem que a maioria dos trabalhos reporta reduções significativas em medidas subjetivas de *stress* ou ansiedade após intervenções em VR, mas salientam a grande heterogeneidade nos protocolos e o uso ainda pouco sistemático de biomarcadores fisiológicos e de mecanismos em *closed-loop* [10].

No domínio cardiovascular, Aganov *et al.* estudaram um cenário de VR "pure purr"aplicado a voluntários com *stress* moderado, medindo HRV e níveis de ansiedade antes e depois da exposição. Os resultados mostram reduções significativas nos *scores* de ansiedade e alterações em índices de HRV associados a maior ativação parassimpática, sugerindo um efeito fisiológico compatível com relaxamento, embora o sistema funcione em *open-loop*, sem ajuste automático do conteúdo em função da resposta do utilizador [1].

Pratviel, Bouny e Deschodt-Arsac compararam a imersão em um ambiente de VR relaxante com sessões de *biofeedback* de HRV, avaliando *stress* e ansiedade em adultos saudáveis. Ambos os grupos apresentaram reduções comparáveis nas medidas de ansiedade e em indicadores fisiológicos após as sessões, o que sugere que a VR relaxante pode alcançar efeitos próximos de um protocolo estruturado de HRV-*biofeedback*, isto é, um treino estruturado de autorregulação fisiológica com *feedback* em tempo real e respiração controlada ainda que, novamente, sem um controlo automatizado em *closed-loop* baseado nos biossinais [13].

Em paralelo, Jia *et al.* analisaram a recuperação de *stress* em ambientes interiores simulados em VR, variando características de cor e *design* e monitorizando simultaneamente atividade hemodinâmica pré-frontal por fNIRS e medidas de ansiedade. Os autores observaram padrões diferenciados de HbO pré-frontal e de recuperação subjetiva consoante o tipo de ambiente virtual, demonstrando que a VR permite manipular de forma sistemática fatores ambientais que modulam *stress* e que a fNIRS fornece um marcador sensível dessas diferenças, ainda que a adaptação do cenário não seja feita em tempo real com base nos sinais recolhidos [7].

No conjunto, estes trabalhos apoiam a utilização de VR como ferramenta eficaz para induzir e reduzir *stress*, combinando medidas subjetivas e fisiológicas, mas também evidenciam limitações comuns, como o uso predominante de paradigmas *open-loop* e a ausência de arquiteturas multimodais e adaptativas que respondam continuamente ao estado psicofisiológico do utilizador [1, 2, 7, 13]. A Tabela 3.1 sintetiza os estudos analisados nesta secção.

Tabela 3.1: Análise de VR na gestão do *stress*.

Estudo	**Contexto VR**	**Biossinais**	**Loop**	**Resultado**
Meshkat et al. (2024)[10]	Revisão de VR para *stress*/ansiedade	HRV, EDA	*Open*	↓ ansiedade subjetiva.
Aganov et al. (2020)[1]	Cenário relaxante "pure purr"	HRV (ECG)	*Open*	↓ ansiedade, ↑ HRV(parassimpática).
Pratviel et al. (2024)[13]	VR relaxante vs HRV-*biofeedback*	HRV	*Open*	↓ ansiedade em ambos.
Jia et al. (2025)[7]	Ambientes interiores em VR	fNIRS frontal	*Open*	Diferenças de HbO e de recuperação de *stress*.
Apicella et al. (2025)[2]	Alturas em VR (*canyon*)	EEG, ECG	*Open*	Alta precisão na classificação de medo.

3.2 VR com monitorização multimodal de biossinais

A integração de múltiplos biossinais em contextos de VR tem sido explorada sobretudo para melhorar a identificação de estados emocionais e de *stress*, combinando EEG, fNIRS, EDA e, em alguns casos, ECG. Estes estudos mostram que a multimodalidade tende a aumentar a robustez e a precisão da classificação face a abordagens unimodais, embora à custa de maior complexidade instrumental, processamento e sincronização [5, 12, 15, 16, 21].

Sánchez-Reolid *et al.* estudaram a identificação de emoções com EEG e fNIRS durante exposição a imagens *International Affective Picture System* (IAPS), usando modelos de *machine learning* para classificar estados de valência ou ativação. Com EEG, atingiram uma veracidade de 71,3% na distinção entre emoções de baixa valência e alta *versus* baixa ativação (LH-LL) usando

um *Multi-Layer Perceptron* (MLP) e um conjunto de *features* baseadas em derivadas e estatísticas de ordem superior, enquanto com fNIRS obtiveram 64,0% de veracidade usando um modelo *Bagging Trees*, mostrando o potencial complementar das duas modalidades [16].

Zabcikova *et al.* desenvolveram um sistema híbrido em VR para identificar *stress* em cenários onde um elevador é a principal causa desta resposta fisiológica, combinando EEG (beta frontal direita) e EDA (SCR e SCL) com *Support Vector Machine* (SVM). O sistema multimodal destacou-se com 91,67% de veracidade ao diferenciar os estados de *baseline* e *stress*, com *Area Under the Curve* (AUC) de 0,95, numa validação *leave-one-subject-out*, superando claramente os modelos unimodais baseados apenas em EEG ou apenas em EDA [21].

A nível de fNIRS e VR, Peng *et al.* retificam inúmeros estudos *Immersive Virtual Reality* (iVR)-fNIRS, mostrando que esta combinação é particularmente adequada para monitorizar a atividade pré-frontal em ambientes totalmente imersivos, incluindo tarefas de atenção, memória de trabalho e controlo cognitivo. A revisão destaca que a maioria dos estudos usa configurações frontais com 8-52 canais e que a iVR permite manipular estímulos complexos (balanço, condução, exposição a alturas) mantendo uma boa tolerância a movimento e compatibilidade com HMD [12].

Cao *et al.* propõem uma síntese focada em processamento multimodal de sinais para redução de *stress* em VR, descrevendo *pipelines* típicos que combinam EEG, sinais periféricos (Frequência Cardíaca (HR), HRV e EDA) e por vezes fNIRS, recorrendo a técnicas de fusão a nível de *features* e de decisão. A revisão sublinha que muitos trabalhos reportam veracidades superiores a 80% na classificação de estados de *stress* quando se combina EEG com pelo menos um sinal periférico (EDA ou HRV), mas aponta limitações recorrentes como amostras reduzidas, baixa uniformização de protocolos e pouca transição para cenários verdadeiramente em tempo real [5].

Para além destes exemplos, outros estudos multimodais em VR, como Raheel *et al.* com o *dataset DEAR-MULSEMEDIA* ou os trabalhos de Apicella sobre EEG com ECG em contextos de fobia de alturas, reforçam a ideia de que a fusão de canais centrais e periféricos melhora a sensibilidade a estados emocionais complexos e a situações de risco. No entanto, estes sistemas continuam maioritariamente em regime *offline*, não explorando ainda de forma sistemática a adaptação automática de ambiente virtual em função das estimativas contínuas de *stress* [2, 5, 12, 15]. A Tabela 3.2 resume os estudos de monitorização multimodal apresentados.

Tabela 3.2: Tabela de comparação de monitorização multimodal em VR.

Estudo	**Modalidades**	**Tarefa / contexto**	**Alvo**	**Resultado**
Sánchez-Reolid et al. (2024)[16]	EEG, fNIRS	Imagens IAPS (não VR)	Emoções	EEG: 71,3% fNIRS: 64,0%
Zabcikova et al. (2025)[21]	EEG, EDA	Elevador em VR	*Stress*	91,67% (AUC 0,95) multimodal.
Raheel et al. (2021)[15]	EEG, EDA, outros	DEAR-MULSEMEDIA (inclui VR)	Emoções	Multimodal > unimodal em veracidade.
Peng et al. (2024)[12]	fNIRS ± EEG	Vários cenários iVR	Cognição/afeto	Vários estudos com veracidade >70–80%.
Cao et al. (2025)[5]	EEG+HR/HRV/EDA ± fNIRS	VR para *stress*	*Stress*	Combinações multimodais tipicamente >80%.
Apicella et al. (2025)[2]	EEG, ECG	Alturas em VR	Medo	≈ 87% (3 níveis de medo).

3.3 Sistemas em *closed-loop* e BCIs em VR

No domínio das BCIs aplicadas à VR, observa-se uma transição clara de abordagens puramente *open-loop* para sistemas em *closed-loop*, em que os biossinais deixam de ser apenas ferramentas de monitorização e passam a integrar o mecanismo de controlo da própria experiência virtual [8, 21]. Nesta perspetiva, o estado neurofisiológico do utilizador passa a ser utilizado como variável de entrada de um controlador que ajusta parâmetros do cenário (intensidade dos estímulos, progressão da tarefa e complexidade sensorial), com o objetivo de manter o sujeito dentro de uma janela de ativação considerada ótima para o ensaio experimental ou terapêutico [2, 8].

Um dos exemplos mais robustos de VR adaptativa em *closed-loop* é o sistema proposto por Kritikos *et al.*, desenvolvido para tratamento de aracnofobia [8]. Neste trabalho, um EDA fornece, em tempo real, um índice normalizado de ansiedade que alimenta um módulo de decisão responsável por ajustar automaticamente a frequência de aparecimento das aranhas, a sua velocidade, tamanho e probabilidade de se aproximarem do utilizador, com o objetivo de manter o sinal de EDA dentro dos intervalos alvo que definem diferentes estados desejados de ansiedade [8]. Os resultados mostram que o sistema adaptativo consegue manter os participantes dentro destes estados durante uma percentagem significativamente maior do tempo (cerca de 74% *versus* 46% no estado de baixa intensidade e 67% *versus* 28% no estado de alta intensidade) quando comparado com uma simulação pré-gravada, reduzindo episódios de sobre- e subestimulação [8]. Este estudo demonstra, na prática, que um único canal fisiológico é suficiente para implementar um ciclo de *feedback* eficaz em VR, com impacto direto na dosagem da exposição.

Embora o trabalho de Zabcikova *et al.* não implemente ainda um controlador adaptativo, constitui um marco relevante para sistemas *closed-loop* em contextos de risco, ao demonstrar a viabilidade de reconhecimento automático de estados de *stress* em VR com base na fusão de EEG com EDA [21]. Os autores utilizaram um cenário de simulação de elevador em VR, com movimento físico do compartimento, para induzir uma transição clara entre a fase neutra e a fase de *stress*, enquanto registavam EEG com um *headset Emotiv EPOC* e EDA com um *Polygraph LX6* clínico [21]. A análise focou-se na potência em banda beta no elétrodo frontal direito e na amplitude das respostas fásicas de condutância da pele, demonstrando aumentos significativos em ambas as modalidades durante a queda relativamente à viagem neutra, com taxas de classificação superiores a 90% ao combinar os dois sinais [21]. Este resultado é importante na lógica de *closed-loop*, pois identifica um conjunto mínimo de características neurofisiológicas estáveis e discriminativas que podem ser integradas, em trabalhos futuros, como variáveis de controlo em sistemas adaptativos para treino em cenários de risco.

Apicella *et al.* aproximam-se ainda mais do paradigma de BCI em VR ao abordar a classificação de três níveis de medo de alturas em ambiente virtual com base na fusão de EEG com ECG e em técnicas de adaptação de domínio [2]. Num cenário de *canyon* com plataforma elevatória, os autores registaram EEG de 32 canais e ECG enquanto sujeitos com diferentes graus de acrofobia foram expostos, de forma graduada, a vários níveis de altura, quantificando simultaneamente o medo subjetivo através de escalas psicométricas [2]. Em regime intra-sujeito, um modelo de rede neuronal profunda atinge cerca de 87% de acerto na classificação de três níveis de medo, enquanto em regime inter-sujeito a combinação de normalização estratificada, adaptação de domínio e fusão de EEG e ECG permite melhorar significativamente a capacidade de generalização, em particular no grupo com acrofobia mais severa [2]. Apesar da utilização ser ainda *offline*, os autores enquadram explicitamente esta arquitetura como base para sistemas adaptativos de terapia de exposição em VR, em que a BCI forneceria, em tempo real, a estimativa do nível de medo necessário para ajustar a progressão da altura ou a duração da exposição.

Em conjunto, estes trabalhos ilustram diferentes pontos do espectro de integração entre BCIs, VR e controlo em *closed-loop*. Desde sistemas totalmente adaptativos baseados em sinais autónomos, como o de Kritikos *et al.*, até *pipelines* de reconhecimento emocional multimodal que, embora usados de forma *offline*, já apresentam as propriedades técnicas necessárias para suportar BCIs em tempo real em ambientes imersivos [2, 8, 21]. No contexto desta dissertação, estes exemplos sustentam *stress* em cenários complexos, mas também servem como base para futuros mecanismos de adaptação automática de cenários, alinhados com o paradigma de sistemas em *closed-loop* e BCIs aplicadas à gestão de *stress* em VR [2, 21]. A Tabela 3.3 sistematiza os exemplos de integração entre BCIs, VR e controlo em *closed-loop* discutidos.

3.4 Discussão e Limitações do Estado da Arte

A literatura analisada confirma que a VR é uma ferramenta eficaz para induzir e modular *stress*, quer em cenários relaxantes, quer em contextos de exposição controlada, com evidência

Tabela 3.3: Exemplos de integração entre BCIs, VR e controlo em *closed-loop*.

Estudo	**Biossinais**	**Cenário VR**	**Loop**	**Resultado chave**
Kritikos et al. (2021)[8]	EDA	Aracnofobia em VR	*Close*	$\approx$ 74–67% do tempo em janelas alvo de ansiedade (vs 46–28% em condição não adaptativa).
Zabcikova et al. (2025)[21]	EEG, EDA	Elevador em VR	*Open*	$\gtrsim$ 90% de acerto (baseline vs *stress*).
Apicella et al. (2025)[2]	EEG, ECG	Alturas em VR (*canyon*)	*Open*	$\approx$ 87% (3 níveis de medo) e melhor generalização com adaptação de domínio.

consistente de reduções em medidas subjetivas de ansiedade e alterações em marcadores fisiológicos após a intervenção [1, 10, 13]. Em paralelo, observa-se uma evolução clara desde paradigmas *open-loop*, baseados apenas em conteúdo pré-definido, até abordagens que integram biossinais cardíacos, eletrodermais, hemodinâmicos e corticais, culminando em configurações multimodais e propostas de sistemas em *closed-loop* e BCIs em VR para reconhecimento de estados de *stress* [2, 5, 8, 12, 21].

Apesar deste panorama promissor, o estado da arte apresenta limitações transversais às diferentes linhas de trabalho identificadas:

Predomínio de paradigmas *open-loop*. Muitos estudos em VR para gestão do *stress* utilizam conteúdos fixos, sem adaptação automática em função da resposta fisiológica, mesmo quando são recolhidos biossinais em tempo real (HRV, EDA, fNIRS) [1, 7, 13]. Isto limita a capacidade de personalizar a intensidade e a progressão dos estímulos às diferenças individuais na reatividade ao *stress*.

Contextos e amostras muito específicos. Uma parte significativa dos trabalhos foca-se em fobias particulares (aracnofobia, acrofobia) ou em cenários de crise fortemente controlados (por exemplo, simulações de elevador), com amostras reduzidas e pouco heterogéneas em termos de idade, perfil clínico ou experiência com VR, o que dificulta a generalização para outras formas de *stress* em VR [2, 8, 10, 21].

Multimodalidade ainda inadequada. Embora revisões recentes mostrem que a fusão de EEG com sinais periféricos (EDA, HRV) e, nalguns casos, fNIRS tende a aumentar a precisão da classificação de estados de *stress*, a maioria dos sistemas operacionais recorre ainda a uma única modalidade ou a combinações simples, explorando pouco a complementaridade entre componentes centrais e autonómicas [2, 5, 12, 15, 21].

Processamento maioritariamente *offline*. Vários estudos multimodais e BCI em VR utilizam *pipelines* complexos de *machine learning* avaliados em regime *offline*, com pouca consideração pelos constrangimentos de latência, robustez a artefactos de movimento e integração em aplicações VR em tempo real, mesmo quando se afirma explicitamente a intenção de futura utilização em sistemas adaptativos [2, 5, 15, 21].

Heterogeneidade de protocolos e métricas. Há uma grande variabilidade nos cenários VR (relaxamento, tarefas cognitivas, exposição a alturas, simulações de elevador), nos biossinais e nas *features* utilizadas, nas janelas temporais e nos classificadores, bem como nas métricas de desempenho reportadas, o que dificulta comparações diretas entre estudos e a síntese quantitativa de resultados [5, 10, 12, 16]. Adicionalmente, poucos trabalhos discutem de forma sistemática estratégias de normalização inter-sujeito, de gestão da instabilidade ou de critérios de qualidade do sinal.

Integração limitada de praticidade e conforto. Embora alguns estudos relacionem a ativação fisiológica à presença, à carga cognitiva ou a *simulator sickness*, essas dimensões raramente são incorporadas de forma explícita nos mecanismos de controlo de sistemas em *closed-loop*, o que é relevante quando se consideram sessões repetidas ou de maior duração [10, 12].

Estas limitações, observadas tanto em estudos de VR para gestão do *stress* como em trabalhos multimodais e em propostas de BCI e sistemas em *closed-loop*, evidenciam a necessidade de abordagens que: (i) explorem respostas de *stress* em VR para além das fobias e de protótipos muito específicos; (ii) investiguem configurações multimodais de biossinais com foco na sua viabilidade prática e potencial de integração em controladores adaptativos; e (iii) privilegiem a qualidade do sinal, a possibilidade de operação em tempo real e a usabilidade global como critérios centrais na conceção e avaliação de sistemas VR baseados em biossinais [2, 5, 12, 21].

Capítulo 4

Metodologia e Implementação do Sistema

Este capítulo descreve a metodologia de desenvolvimento e a implementação da sala sensorial terapêutica, desde a definição de requisitos até ao cálculo do índice adaptativo de *stress*. Começa-se por apresentar os requisitos funcionais e não funcionais do sistema (Secção 4.1), seguindo-se a arquitetura global (Secção 4.2), a aquisição e sincronização multimodal (Secção 4.3), o *pipeline* de processamento de sinal (Secção 4.4), a lógica experimental da sessão (Secção 4.5) e, por fim, o cálculo e transmissão do índice adaptativo de *stress* (Secção 4.6).

4.1 Requisitos do Sistema

O sistema a desenvolver tem como objetivo integrar, de forma coerente, um ambiente de VR com a aquisição e análise de biossinais para estudo de respostas de *stress*. Neste contexto, é necessário explicitar um conjunto de requisitos funcionais e não funcionais que orientem a arquitetura e a implementação, em linha com as limitações identificadas no estado da arte [2, 5, 10, 21].

4.1.1 Requisitos funcionais

Do ponto de vista funcional, o sistema deve:

i. Permitir a aquisição multimodal e sincronizada de biossinais [5, 21];

ii. Integrar-se com a aplicação de VR, permitindo registar *timestamps* compatíveis com os biossinais de eventos como o início de cenas, a apresentação de estímulos e as fases de *baseline* e recuperação [15, 21];

iii. Disponibilizar um *pipeline* de pré-processamento (filtragem, remoção de artefactos, segmentação) e extração de métricas básicas de *stress* por canal, como potência em bandas EEG, amplitude de respostas fásicas de EDA e índices de HRV [2, 5];

iv. Produzir, a partir dessas métricas, um indicador agregado de estado de *stress* por janela temporal (contínuo ou categórico), adequado para análises posteriores e eventualmente para controlo em *closed-loop* [2, 21];

v. Registar e exportar, de forma estruturada, os sinais brutos, as métricas extraídas, os marcadores de eventos e as respostas subjetivas, em formatos padrão que facilitem a análise estatística e a reprodutibilidade [5, 15].

4.1.2 Requisitos não funcionais

Em termos não funcionais, o sistema deve assegurar:

i. Sincronização temporal adequada entre VR e biossinais, com erro inferior a um limiar predefinido, de modo a preservar a associação entre evento e respostas [12, 15];

ii. Robustez e artefactos de movimento, ruído da rede elétrica e instabilidades de contacto, garantindo uma proporção aceitável de janelas válidas por sessão [2, 5];

iii. Capacidade de processamento próximo de tempo real, permitindo que cada janela seja préprocessada e analisada com atraso reduzido face à aquisição [2, 5];

iv. Conforto e usabilidade na combinação de *headset* de VR e sensores fisiológicos, adequados a sessões de duração típica e com interferência mínima na experiência imersiva [10, 12];

v. Uma arquitetura modular e extensível, que facilite a substituição ou adição de sensores e algoritmos de processamento em reestruturações profundas [5, 12];

Estes requisitos estabelecem a base para a definição da arquitetura global apresentada na Secção 4.2, assegurando que o sistema responde às necessidades experimentais e às lacunas identificadas no estado da arte.

A Figura 4.1 apresenta o diagrama UML de caso de uso da sala terapêutica, onde se representam as interações entre os principais atores externos (Psicóloga, Investigador e Paciente) e as funcionalidades disponibilizadas pelo sistema. Os casos de uso de alto nível incluem a configuração da sessão terapêutica, a execução automática da sessão em VR, o registo e gestão dos dados adquiridos e a consulta posterior dos resultados, em linha com os requisitos funcionais definidos na Secção 4.1.

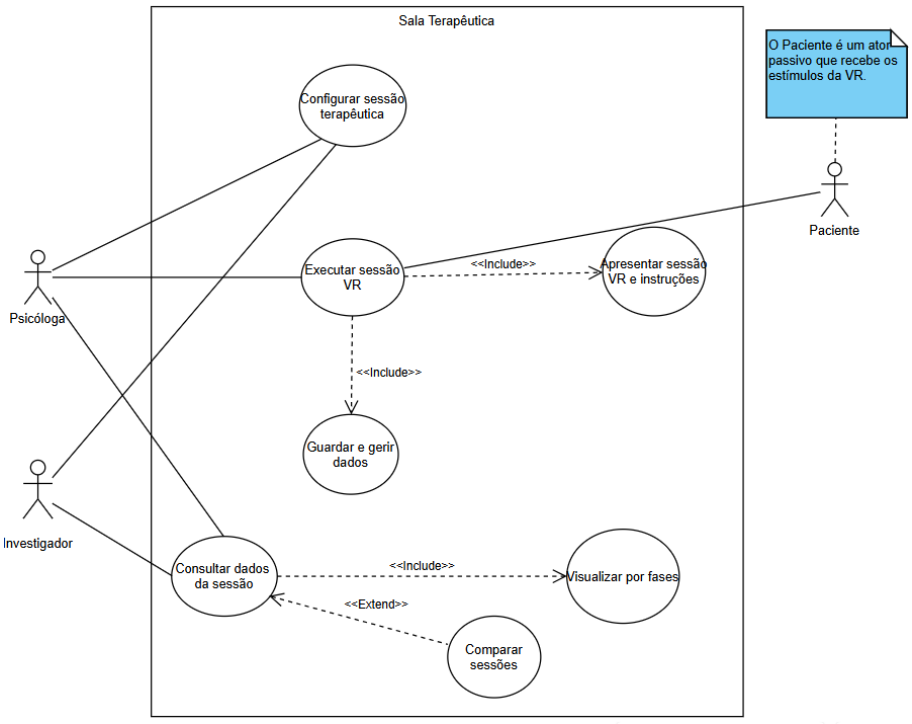


Figura 4.1: Diagrama UML de caso de uso.

4.2 Arquitetura Global do Sistema

A arquitetura global do sistema foi concebida para suportar a monitorização psicofisiológica multimodal em ambiente de VR, articulando a aquisição de biossinais, o processamento em tempo real, o registo experimental e a adaptação dinâmica do cenário virtual. Em vez de assumir uma organização monolítica, a solução foi estruturada segundo uma lógica modular, permitindo separar as responsabilidades associadas à apresentação da experiência, à recolha dos sinais, à análise fisiológica e ao armazenamento dos dados produzidos ao longo da sessão.

Esta organização responde à necessidade de conciliar diferentes exigências funcionais dentro de um mesmo protótipo. Por um lado, o sistema tem de garantir a continuidade da experiência imersiva e a coerência temporal das rotinas experimentais; por outro, tem de assegurar que a informação fisiológica é recolhida, mantida disponível para processamento e reutilizada para fins adaptativos. Neste enquadramento, a arquitetura proposta materializa uma abordagem *closed-loop*, na qual a resposta fisiológica do participante deixa de ser apenas observada e passa a influenciar a evolução subsequente do ambiente virtual.

Do ponto de vista funcional, podem distinguir-se quatro blocos principais. O primeiro corresponde à camada de apresentação experimental, responsável pela execução da experiência em VR e pela gestão das suas rotinas. O segundo corresponde à camada de aquisição multimodal, que recolhe e disponibiliza os biossinais ao sistema. O terceiro integra o processamento e a inferência fisiológica, onde os sinais são convertidos em métricas relevantes para a caracterização do estado do participante. Por fim, o quarto bloco assegura o registo persistente dos dados brutos,

dos eventos experimentais e dos resultados derivados, permitindo a análise *offline* posterior e a rastreabilidade do funcionamento global do protótipo.

A separação entre estes blocos permite reduzir o acoplamento entre componentes com requisitos temporais e operacionais distintos. Em particular, permite distinguir a lógica de interação com o ambiente virtual da lógica de aquisição e da lógica de análise fisiológica, simplificando a manutenção do sistema e favorecendo a sua extensão futura com novas modalidades de sinal ou novos mecanismos de adaptação. As subsecções seguintes detalham, respetivamente, a integração entre os principais elementos de *hardware* e *software* e o modelo de concorrência adotado para suportar a sua execução coordenada.

4.2.1 Integração de *hardware* e *software*

A solução desenvolvida assenta numa integração híbrida de *hardware* e *software*, em que o *PsychoPy* desempenha o papel de núcleo de orquestração experimental. Para além de suportar a apresentação da experiência, este componente centraliza a gestão temporal das rotinas, coordena a ativação dos diferentes módulos do sistema e enquadra o fluxo global de execução da sessão.

Em torno deste núcleo, a arquitetura incorpora uma camada de instrumentação fisiológica e uma camada de comunicação entre módulos. A primeira inclui os dispositivos responsáveis pela recolha dos biossinais periféricos e hemodinâmicos, enquanto a segunda assegura a circulação da informação necessária ao registo de eventos e à disponibilização do resultado adaptativo a componentes externos. Esta articulação entre aquisição, controlo experimental e mecanismos de comunicação permite que o protótipo opere como uma plataforma integrada e não como um conjunto de ferramentas isoladas. A Figura 4.2 apresenta esta integração sob a forma de um diagrama de estrutura composta UML, evidenciando o *PsychoPy* como núcleo de orquestração, ligado à Interface Gráfica do Utilizador (GUI) do *launcher*, aos dispositivos de aquisição (BITalino e fNIRS) e ao ambiente de VR (Unity) através do LSL, bem como às interfaces externas relevantes (*OpenSignals*, *OxySoft* e o HMD).

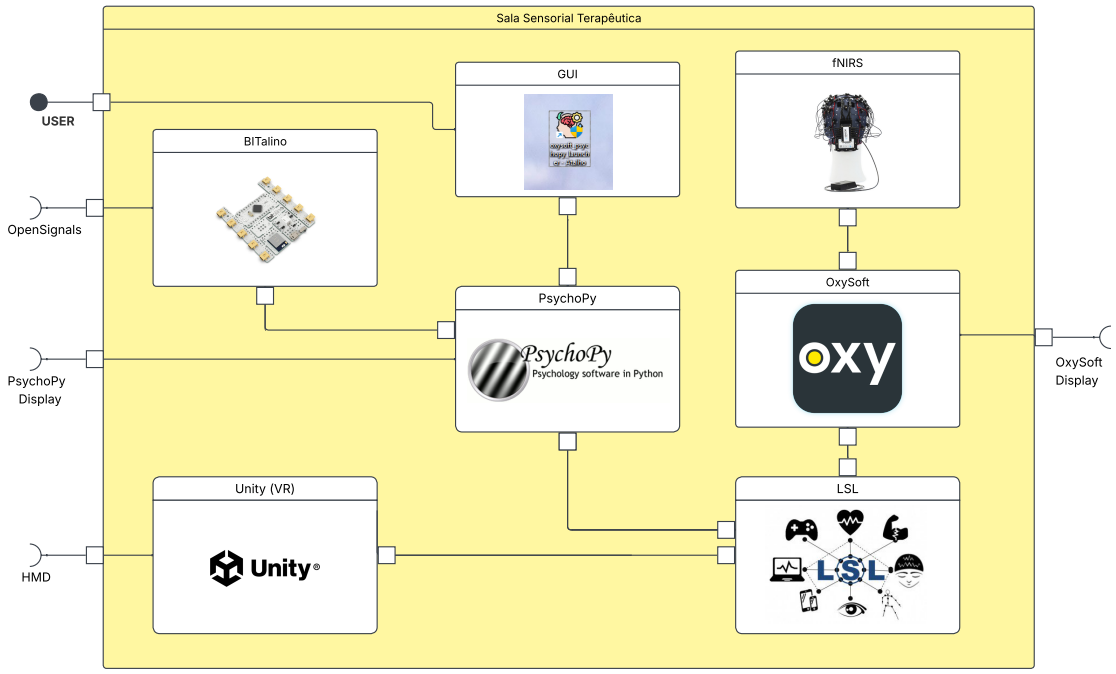


Figura 4.2: Diagrama de estrutura composta da Sala Sensorial Terapêutica.

A integração foi concebida de forma a preservar a modularidade entre componentes físicos e lógicos. Isto significa que a plataforma de apresentação experimental, os dispositivos de aquisição, os mecanismos de transporte de dados e as estruturas de armazenamento mantêm funções distintas, ainda que coordenadas num mesmo ecossistema de execução. Tal opção facilita a substituição ou extensão de componentes sem exigir uma reformulação integral da arquitetura, o que é particularmente relevante num contexto de prototipagem e validação incremental.

Em termos funcionais, esta integração permite fechar o ciclo entre medição, interpretação e adaptação. A informação fisiológica recolhida ao longo da sessão pode ser processada e reutilizada como base para remodelação do ambiente virtual, mantendo coerência entre o contexto experimental e o estado fisiológico estimado do participante. Deste modo, a arquitetura proposta suporta explicitamente uma lógica de operação *closed-loop*, alinhada com os objetivos centrais da dissertação.

4.2.2 Modelo de concorrência e execução assíncrona

Para garantir a operação contínua do sistema em contexto imersivo, a arquitetura adota um modelo de concorrência baseado em execução assíncrona. Esta opção torna possível desacoplar a progressão da experiência experimental das tarefas de aquisição e manutenção dos fluxos de dados, evitando que operações dependentes de dispositivos externos bloqueiem o funcionamento da interface principal.

No protótipo implementado, o fluxo principal é responsável pela gestão da sessão, pela transição entre rotinas e pela coordenação temporal dos eventos experimentais. Em paralelo, a arquitetura recorre a processos de aquisição independentes para manter a atualização contínua dos sinais

fisiológicos, bem como à gestão autónoma dos mecanismos de comunicação e registo associados ao sistema. Este desacoplamento permite preservar a responsividade do ambiente virtual, mesmo quando coexistem tarefas de leitura de dados, armazenamento e preparação de informação para análise posterior.

A execução assíncrona é complementada por estruturas de memória temporária e por mecanismos explícitos de controlo de estado. Esta organização suporta uma lógica de funcionamento em que diferentes componentes podem produzir, atualizar e consumir informação em momentos distintos, sem comprometer a continuidade global da experiência. Ao mesmo tempo, favorece a robustez operacional do sistema, uma vez que limita a propagação de atrasos ou falhas localizadas entre módulos que desempenham funções distintas.

Por fim, o modelo de concorrência adotado inclui procedimentos de terminação limpa dos módulos ativos no final da sessão. O sistema sinaliza explicitamente o encerramento da experiência, solicita a paragem das tarefas de aquisição, aguarda a sua finalização e, só depois, executa o fecho dos dispositivos e a exportação dos dados auxiliares. Esta estratégia é importante para assegurar a integridade dos registos produzidos, a consistência na libertação de recursos e a rastreabilidade do comportamento do protótipo durante toda a sessão experimental.

4.2.3 Organização Temporal da Sessão

Do ponto de vista conceptual, a sessão pode ser vista como uma cadeia de quatro blocos: preparação, *baseline*, adaptação e fecho. A Figura 4.3 formaliza esta cadeia num diagrama de atividades UML com *swimlanes*, detalhando a interação entre o fNIRS, o BITalino, a GUI do *launcher*, o *PsychoPy*, o LSL, o HMD e o *OxySoft* ao longo de toda a sessão, incluindo os pontos de paralelismo na aquisição multimodal e os temporizadores da *baseline* (60 segundos) e da fase adaptativa (3 minutos).

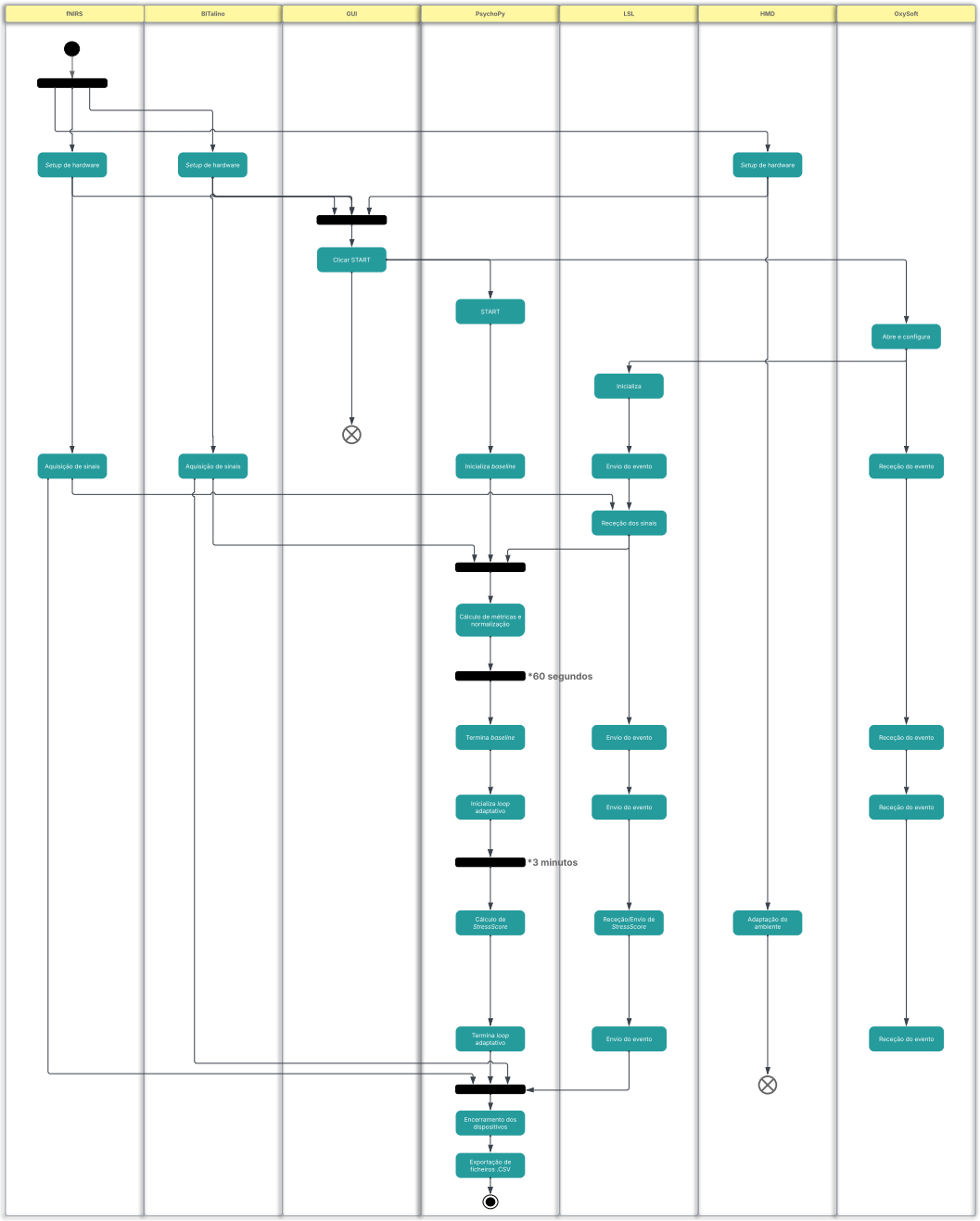


Figura 4.3: Diagrama de atividades da sessão experimental, com *swimlanes* por componente do sistema.

Esta separação é útil porque reduz ambiguidades na interpretação dos dados e permite que cada fase desempenhe uma função metodológica distinta. A preparação garante que o sistema está operacional, porque a *baseline* estabelece a referência do participante, a fase adaptativa aplica essa referência em tempo real e o encerramento consolida os dados para análise posterior.

Esta organização temporal é coerente com a lógica de uma plataforma multimodal em VR orientada para controlo de *stress*. Em vez de tratar a recolha fisiológica como um processo contí-

nuo sem estrutura, o sistema usa marcos explícitos e estados experimentais bem definidos, o que facilita tanto a implementação técnica como a redação metodológica da dissertação.

4.2.4 *Launcher* automático e orquestração da sessão

Para além dos módulos diretamente envolvidos na aquisição, no processamento e na adaptação fisiológica, foi desenvolvida uma camada adicional de orquestração destinada a simplificar o arranque operativo da sessão experimental. Esta componente assume a forma de um *launcher* gráfico autónomo, concebido para coordenar a execução do *OxySoft* e do *PsychoPy*, assegurando que ambos os componentes são iniciados na ordem adequada e que a infraestrutura de comunicação necessária se encontra disponível antes do início efetivo da experiência. A introdução desta camada responde a uma necessidade prática da arquitetura global: transformar um conjunto de ferramentas heterogéneas num fluxo único de execução, mais robusto, repetível e acessível em contexto laboratorial. A Figura 4.4 apresenta a interface inicial do *launcher*, concebida para oferecer uma interação mínima e clara ao utilizador.



Figura 4.4: Interface inicial do *launcher* automático da Sala Sensorial Terapêutica.

A pertinência desta solução decorre do facto de o protótipo integrar aplicações com funções distintas e modelos de interação diferentes. Por um lado, o *PsychoPy* centraliza a lógica experimental, a temporização das rotinas e a articulação com os *buffers* fisiológicos; por outro, o *OxySoft* desempenha o papel de *software* de aquisição hemodinâmica, operando com interface e lógica próprias. Embora estes módulos possam coexistir na arquitetura global, a sua utilização manual em sequência implicaria múltiplos passos intermédios, maior suscetibilidade a erro e menor consistência entre sessões. O *launcher* foi, assim, introduzido como mecanismo de coordenação de alto nível entre componentes já existentes, sem alterar a separação funcional entre aquisição, apresentação experimental e processamento fisiológico.

Do ponto de vista da interação com o utilizador, a aplicação foi deliberadamente concebida com uma interface gráfica minimalista, orientada para utilizadores não técnicos, como terapeutas ou investigadores responsáveis pela condução da sessão. Em vez de expor *logs*, caminhos de ficheiros ou opções de configuração detalhadas, a interface apresenta apenas os controlos estritamente necessários para iniciar ou interromper o processo automático, acompanhados por mensagens de estado semanticamente acessíveis. Esta opção de desenho está alinhada com os requisitos

não funcionais de usabilidade e robustez operacional definidos para o sistema, ao reduzir a carga cognitiva associada à preparação da sessão e ao minimizar a necessidade de intervenção manual em fases críticas.

No plano funcional, o *launcher* executa uma sequência automatizada de operações que prepara o ecossistema experimental antes da recolha efetiva de dados. Numa primeira etapa, são iniciados os processos associados aos dois módulos de *software* principais, privilegiando uma execução em segundo plano, que evita a proliferação de janelas auxiliares e preserva a clareza do ambiente de trabalho. Seguidamente, a aplicação verifica se os canais de comunicação esperados se encontram disponíveis, em particular os *streams* relevantes para a sincronização entre componentes. Esta verificação é importante porque a lógica *closed-loop* do protótipo depende de uma referência temporal coerente e da presença efetiva dos mecanismos de troca de informação antes de se avançar para as etapas seguintes da sessão.

Uma vez assegurada a disponibilidade da infraestrutura de comunicação, o *launcher* procede à configuração automática do *software* de aquisição hemodinâmica. Esta operação foi implementada através de mecanismos de automação da interface gráfica, permitindo interagir com aplicações legadas que não disponibilizam interfaces programáticas modernas de controlo. Em termos arquiteturais, esta decisão permitiu preservar a integração do *OxySoft* no sistema sem exigir alterações profundas ao seu modo de funcionamento nativo. Consequentemente, o *launcher* não substitui o *software* de aquisição, mas acrescenta-lhe uma camada de controlo externo capaz de o inserir de forma coordenada no fluxo experimental global. A Figura 4.5 ilustra o estado da aplicação após a configuração automática bem-sucedida, com confirmação explícita ao utilizador.

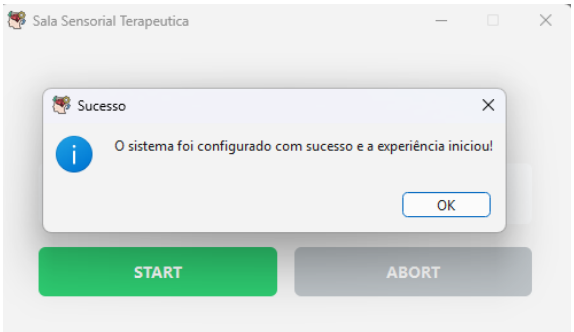


Figura 4.5: Mensagem de confirmação após a configuração automática bem-sucedida.

A automação da sessão foi concebida com preocupações explícitas de desempenho e robustez. Em particular, a ligação ao processo correto e a navegação automática na interface procuraram reduzir atrasos evitáveis durante a fase de preparação, assegurando que o utilizador não necessita de intervir em passos intermédios sensíveis. Esta preocupação é coerente com o modelo de concorrência adotado na arquitetura, que procura desacoplar tarefas com exigências temporais distintas e evitar que operações auxiliares comprometam a responsividade global do sistema. Neste sentido, o *launcher* funciona como uma extensão operacional da arquitetura assíncrona descrita anteriormente, transferindo para a fase de inicialização a mesma filosofia de coordenação controlada que estrutura o restante do protótipo.

Para além da automatização do arranque, a aplicação incorpora mecanismos de proteção da sessão experimental durante os momentos críticos de configuração. Sempre que necessário, o sistema restringe temporariamente a possibilidade de interferência do utilizador com o rato ou teclado, prevenindo que ações acidentais comprometam a sequência automática de configuração. Embora esta medida tenha natureza operacional, revela-se relevante num contexto em que a reprodutibilidade do protocolo depende da execução consistente de várias etapas encadeadas e da ausência de interrupções nas fases sensíveis do arranque.

A robustez do *launcher* é ainda reforçada pela inclusão de rotinas explícitas de tratamento de erros e de encerramento seguro. Caso ocorra uma falha durante o processo de inicialização, ou caso o utilizador opte por interromper a operação, a aplicação executa procedimentos de limpeza destinados a restaurar o controlo da interface e a terminar, de forma controlada, os processos iniciados em segundo plano. Esta estratégia está em continuidade com a filosofia geral do sistema, já refletida no encerramento estruturado da sessão experimental, em que a libertação de recursos e a preservação da integridade dos dados assumem prioridade operacional.

Por fim, a aplicação foi concebida com preocupação pela portabilidade no contexto do laboratório, recorrendo a estratégias de localização automática de dependências e de empacotamento autónomo para o ambiente *Windows*. Esta opção permite disponibilizar o *launcher* como executável independente, reduzindo as dependências explícitas da instalação manual do utilizador e tornando a preparação das sessões mais uniforme entre diferentes computadores. Em conjunto, estas características permitem interpretar o *launcher* não como um simples elemento auxiliar de interface, mas como uma verdadeira camada de orquestração da sessão experimental, responsável por transformar a arquitetura conceptual do sistema numa operação prática, repetível e utilizável em contexto real. A Figura 4.6 mostra o atalho do executável autónomo utilizado para iniciar o sistema no ambiente *Windows*.



Figura 4.6: Atalho do executável *standalone* do *launcher* no ambiente *Windows*.

4.3 Aquisição Multimodal e Sincronização

A camada de aquisição multimodal foi concebida para recolher, em tempo real, sinais fisiológicos de naturezas distintas e disponibilizá-los de forma estruturada ao restante do sistema.

No protótipo desenvolvido, esta camada integra duas fontes principais de dados: um dispositivo BITalino para a aquisição periférica de ECG e EDA e um fluxo de fNIRS disponibilizado através do protocolo LSL. A combinação destas duas vias de entrada permite recolher sinais com diferentes características temporais e fisiológicas, mantendo-os acessíveis dentro de uma mesma infraestrutura experimental.

A organização desta camada responde à necessidade de assegurar a continuidade da aquisição ao longo de toda a sessão experimental, desde o arranque até ao encerramento. Para isso, o sistema mantém fluxos dedicados de receção de dados, estruturas temporárias de armazenamento e mecanismos explícitos de controlo de ligação, permitindo que os sinais permaneçam disponíveis para processamento posterior sem interromper a execução da experiência em VR.

Para além da aquisição em si, esta camada incorpora também uma estratégia de sincronização entre biossinais e eventos experimentais. Esta sincronização é um requisito central em sistemas *closed-loop*, uma vez que a interpretação fisiológica só é útil se puder ser relacionada com instantes concretos da sessão, como o início de uma rotina, uma mudança de condição experimental ou uma adaptação do cenário. Assim, a arquitetura adotada procura garantir que os fluxos fisiológicos e os eventos discretos da experiência partilham uma referência temporal suficientemente coerente para suportar análise conjunta e tomada de decisão subsequente.

4.3.1 Aquisição periférica: BITalino, ECG e EDA

A aquisição dos sinais periféricos foi implementada com recurso ao dispositivo BITalino *(r)evolution Plugged Kit BLE/BT*, utilizado para recolher ECG e EDA ao longo da sessão experimental. No protótipo atual, o dispositivo encontra-se configurado com uma frequência de amostragem de 100 Hz para a EDA e 1000 Hz para o ECG, recorrendo a dois canais analógicos dedicados à aquisição destes sinais. A resolução efetiva de cada entrada difere, de acordo com a especificação da plataforma, sendo de 6-*bit* para o ECG e de 10-*bit* para a EDA.

Durante a aquisição, cada amostra recebida é associada a um índice temporal interno, permitindo derivar uma linha temporal local para os sinais periféricos. Em simultâneo, os valores são inseridos em estruturas circulares de memória, que preservam a parte mais recente do histórico necessário para o funcionamento do sistema em tempo real. Esta estratégia permite manter uma janela deslizante de dados disponíveis para análise, sem crescimento indefinido do volume de memória ocupado.

Para além da retenção em memória para processamento *online*, o sistema também conserva uma cópia estruturada dos dados brutos adquiridos. Esta informação é acumulada ao longo da sessão e exportada no final da experiência para análise *offline*, contribuindo para a rastreabilidade do funcionamento do protótipo e para a validação posterior da qualidade do sinal e do comportamento do sistema.

4.3.2 Aquisição hemodinâmica: fNIRS via LSL

A aquisição do sinal hemodinâmico foi realizada através de um *stream* de fNIRS recebido por LSL. Em vez de comunicar diretamente com o equipamento ao nível mais baixo, o sistema procura e seleciona um fluxo compatível disponível na rede local, estabelece uma ligação ao respetivo *inlet* e passa a consumir as amostras recebidas em tempo real. Esta operação favorece a interoperabilidade entre as aplicações e simplifica a integração do sensor hemodinâmico na arquitetura global do protótipo.

A ligação ao *stream* não é assumida de forma estática, pelo contrário, o sistema executa uma procura persistente e aplica um mecanismo heurístico para identificar o candidato mais plausível a fluxo fNIRS. Após a ligação bem-sucedida, são lidos os metadados do *stream*, incluindo frequência nominal, número de canais e etiquetas associadas aos canais, permitindo configurar internamente a receção dos sinais e inferir quais os canais correspondentes a HbO e HbR. A Figura 4.7 mostra a janela *LSL Output Mapping* do *OxySoft* onde essa correspondência é definida.

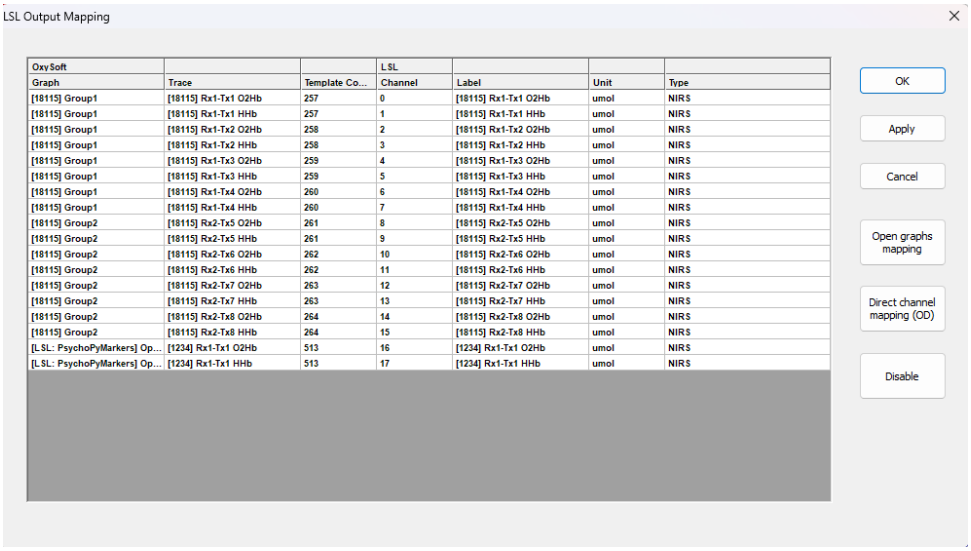


Figura 4.7: Janela *LSL Output Mapping* do OxySoft.

Durante o funcionamento normal, cada janela temporal recebida por LSL é processada de forma independente para cada canal, produzindo valores médios representativos das componentes HbO e HbR. Estes valores são armazenados em *buffers* circulares próprios. Tal como na aquisição periférica, esta estratégia permite manter uma janela temporal recente sempre disponível para processamento posterior, ao mesmo tempo que garante a preservação dos dados relevantes até ao final da sessão, incluindo a possibilidade de exportar o conteúdo final dos *buffers* para análise adicional.

4.3.3 Sincronização temporal e registo de eventos

A sincronização temporal entre sinais fisiológicos e eventos experimentais é assegurada por uma combinação de relógios internos e mecanismos de marcação de eventos. O sistema utiliza relógios experimentais dedicados para marcar o tempo associado às rotinas da experiência, enquanto os sinais adquiridos preservam a sua própria referência temporal local ou a referência temporal associada ao protocolo LSL. Esta organização permite relacionar as amostras fisiológicas a momentos concretos da sessão, mesmo quando os diferentes fluxos de dados têm origens e ritmos distintos.

Para suportar esta ligação entre biossinais e contexto experimental, o sistema emite *markers* discretos ao longo da sessão, correspondentes a eventos como o início e o fim da experiência ou a transição entre rotinas. Estes eventos são registados localmente e também podem ser enviados através de um *outlet* LSL dedicado, criando uma camada explícita de anotação temporal comum ao restante do ecossistema experimental.

Em paralelo, os eventos relevantes são armazenados num registo interno persistente posteriormente exportado no final da sessão. Esta opção permite não apenas reconstruir a sequência cronológica da experiência, mas também associar janelas temporais de processamento ao contexto em que ocorreram. Assim, a sincronização deixa de ser apenas uma questão de alinhamento entre amostras e passa a constituir um mecanismo de contextualização essencial para a interpretação fisiológica em ambiente *closed-loop*.

4.4 *Pipeline* de Processamento de Sinal e Extração de Características

Após a aquisição e sincronização dos sinais, o sistema procede ao seu processamento em janelas temporais sucessivas, com o objetivo de extrair métricas fisiológicas representativas do estado do participante. Esta etapa transforma os sinais brutos em *features* quantitativas que podem ser comparadas ao longo do tempo e reutilizadas nas fases subsequentes da experiência. No contexto desta dissertação, o processamento abrange três modalidades complementares: ECG, EDA e fNIRS.

A lógica adotada combina duas necessidades principais. Por um lado, é necessário extrair descritores suficientemente informativos para caracterizar alterações associadas a *stress*, atenção ou relaxamento. Por outro lado, o processamento tem de ser leve e estável o suficiente para funcionar em tempo real, sem comprometer a experiência em VR nem a atualização contínua do sistema. Para isso, o protótipo recorre a janelas deslizantes, a pré-processamento específico por modalidade e à reutilização de estatísticas de *baseline* como referência individualizada.

A *baseline* desempenha aqui um papel central, porque permite construir uma referência própria do participante antes da fase adaptativa. Em vez de assumir valores absolutos universais, o sistema calcula métricas individuais a partir dos sinais recolhidos durante a *baseline* e usa essas

referências como base para normalização posterior. Este procedimento é particularmente relevante em biossinais, onde a variabilidade interindividual é elevada e uma comparação direta entre participantes tende a ser pouco robusta.

4.4.1 Processamento de ECG

O processamento do ECG começa com a limpeza do sinal e a deteção dos picos R, a partir dos quais se calculam os intervalos RR. A extração destas métricas permite derivar a frequência cardíaca média e indicadores clássicos de HRV, nomeadamente *Root Mean Square of Successive Differences* (RMSSD) e *Standard Deviation of NN Intervals* (SDNN). Estas medidas são amplamente utilizadas como marcadores da modulação autónoma, sendo especialmente úteis para inferir alterações associadas a *stress* e recuperação fisiológica.

No protótipo, o ECG é processado em janelas temporais fixas, selecionadas a partir dos *buffers* circulares mais recentes. A janela é convertida num vetor temporal local e depois enviada para a rotina de extração de *features*, que devolve, entre outros parâmetros, o número de batimentos, a frequência cardíaca média, a frequência cardíaca padrão e os índices RMSSD e SDNN. Quando os valores são válidos, são acumulados em séries de *baseline* para o cálculo posterior da média e do desvio padrão.

A escolha destas métricas responde ao facto de o ECG oferecer uma leitura rápida da resposta autónoma, especialmente útil em contextos de interação dinâmica. Embora o sinal bruto possa conter artefactos, a lógica de extração aplicada no sistema privilegia uma estimativa estável e operacionalmente simples, adequada a um ambiente multimodal em execução contínua.

4.4.2 Processamento de EDA

A EDA é tratada como um sinal sensível à ativação simpática, fornecendo informação complementar ao ECG. O sinal bruto é convertido para micro-Siemens, limpo e decomposto em componentes tónica e fásica, permitindo isolar tanto a tendência global de condutância da pele como as respostas rápidas associadas a ativações transitórias. Esta separação é útil porque diferentes aspetos da EDA tendem a refletir dinâmicas fisiológicas distintas.

A rotina de extração inclui medidas como média, desvio padrão, mínimo, máximo, amplitude pico-a-pico, declive, média fásica, desvio padrão fásico e contagem de respostas de condutância da pele. Estas métricas são guardadas ao longo da *baseline* e depois reutilizadas como referências individuais. Em termos práticos, isto permite que o sistema reconheça se o participante está a mostrar um padrão habitual ou uma alteração relativamente ao seu estado basal.

Este processamento é particularmente importante porque a EDA pode fornecer sinais de alteração autónoma que nem sempre são evidentes apenas no ECG. Ao combinar métricas tónicas e fásicas, o sistema ganha maior sensibilidade a variações subtis do estado fisiológico, o que é desejável num contexto de monitorização multimodal.

4.4.3 Processamento de fNIRS

O processamento do fNIRS centra-se na extração de características das componentes HbO e HbR, após a seleção dos canais relevantes no *stream*. O sistema utiliza a janela mais recente disponível nos *buffers* e aplica um processamento específico à série temporal hemodinâmica, produzindo métricas como média de HbO, média de HbR, declive de HbO e amplitude pico-a-pico. Estas variáveis refletem a hemodinâmica local e complementam a informação obtida pelas modalidades periféricas.

Tal como nas outras modalidades, a *baseline* também desempenha um papel estruturante aqui. As médias e os desvios-padrão das *features* de fNIRS são calculados durante a fase inicial da sessão e depois reutilizados como referências para a normalização posterior. Essa abordagem é coerente com o facto da resposta hemodinâmica ser mais lenta e dependente do contexto, sendo, por isso, particularmente útil dispor de uma linha de base individual antes de qualquer inferência adaptativa.

A utilização do fNIRS nesta secção ainda se limita à sua vertente descritiva e comparativa. A interpretação dessas métricas para cálculo do estado de *stress* é reservada para a secção seguinte, onde as *features* normalizadas são combinadas com as restantes modalidades para produzir uma estimativa integrada.

4.4.4 Normalização por *baseline*

Depois de extraídas as *features*, o sistema calcula estatísticas de referência com base na *baseline* individual de cada participante. Essas estatísticas incluem a média e o desvio padrão das principais métricas de ECG, EDA e fNIRS. A partir delas, o sistema consegue converter os valores atuais em *z-scores*, tornando possível comparar o estado fisiológico do participante com o seu comportamento basal, reduzindo a influência de diferenças interindividuais.

Esta normalização é especialmente importante num sistema multimodal, porque as modalidades têm escalas e dinâmicas muito diferentes. Sem uma normalização coerente, seria difícil combinar, de forma estável, métricas cardíacas, eletrodérmicas e hemodinâmicas no mesmo *pipeline* de análise. Ao adotar uma referência individual, o sistema torna-se mais robusto e mais adequado a aplicações em que a resposta ao ambiente deve ser interpretada em termos relativos.

A secção seguinte explora como estas *features* normalizadas são usadas no contexto experimental, incluindo a *baseline*, a fase de adaptação e a lógica temporal que organiza toda a sessão. Dessa forma, o processamento deixa de ser apenas um passo analítico e passa a ser parte integrante da dinâmica experimental do protótipo.

4.5 Lógica Experimental e Controlo do Fluxo

A sessão experimental foi organizada como uma sequência temporal de rotinas bem delimitadas, de forma a garantir a rastreabilidade dos dados, a sincronização entre modalidades e a consistência entre participantes. A estrutura global do ensaio inicia-se com a configuração dos

dispositivos e da infraestrutura de aquisição, prossegue para uma fase de *baseline* individual, entra posteriormente na fase adaptativa e termina com o encerramento controlado da sessão e a exportação dos dados para análise *offline*.

A utilização de uma sequência explícita de eventos é particularmente importante num ambiente multimodal em VR, porque permite associar cada janela de sinal ao contexto experimental correspondente. Para esse efeito, o sistema regista marcadores locais e também marcadores via LSL, criando uma referência temporal partilhada entre a aplicação *PsychoPy*, os *buffers* fisiológicos e os ficheiros exportados no fim da experiência. A Figura 4.8 formaliza este fluxo num diagrama de sequência, desde a preparação inicial até à exportação final dos dados, evidenciando o ciclo repetido a cada janela durante a fase adaptativa.

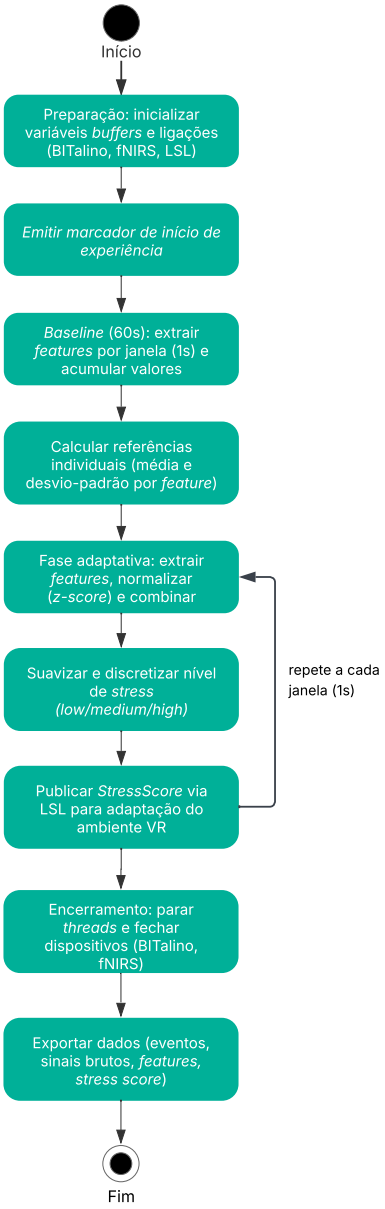


Figura 4.8: Fluxo de atividades da sessão experimental.

4.5.1 Inicialização do sistema

Antes do início da recolha efetiva, o sistema realiza a preparação das variáveis globais, dos relógios experimentais, dos *buffers* circulares e dos canais de comunicação. Nesta fase são configurados o BITalino para aquisição de ECG e EDA, o *stream* fNIRS via LSL e os *outlets* usados para o envio de marcadores experimentais e do *stress score*. A Figura 4.9 mostra o componente `code_start` responsável por esta inicialização no *PsychoPy Builder*, incluindo a importação dos módulos *BITalino* e *pylsl* utilizados nas etapas seguintes.

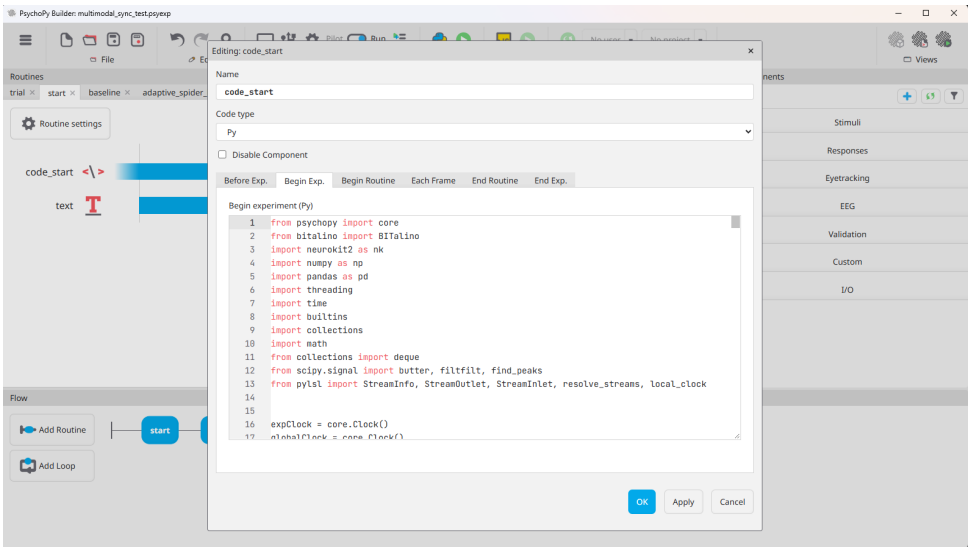


Figura 4.9: Componente `code_start` da rotina inicial no *PsychoPy Builder*.

Também são criadas estruturas de armazenamento para eventos, sinais brutos e *features* por janela, garantindo que a sessão pode ser reconstruída posteriormente com elevado nível de detalhe.

Depois de verificadas as ligações, o sistema emite o marcador de início formal da experiência. Este momento marca o ponto a partir do qual os eventos passam a ser contabilizados dentro da sessão experimental propriamente dita. A presença deste marcador é fundamental para alinhar os dados fisiológicos às transições do protocolo, sobretudo quando há diferentes fases com objetivos distintos.

4.5.2 Calibração individualizada: *baseline*

A sessão inicia-se com uma fase de *baseline*, cuja função é estabelecer uma referência fisiológica individual para cada participante. A Figura 4.10 ilustra o ecrã apresentado ao participante durante esta fase.

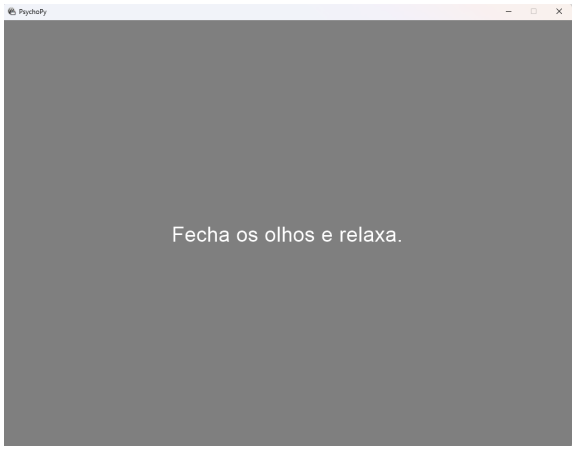


Figura 4.10: Ecrã apresentado ao participante durante a fase de *baseline*.

Durante esta fase, o sistema recolhe sinais de ECG, EDA e fNIRS em janelas sucessivas, calcula *features* descritivas por modalidade e armazena as estatísticas válidas obtidas ao longo do período. Essa *baseline* não é apenas um momento preparatório. É ela que permite, mais tarde, normalizar as métricas *online* e reduzir a dependência de valores absolutos entre sujeitos.

Operacionalmente, a *baseline* funciona com janelas temporais fixas e processamento periódico em intervalos regulares. A cada iteração, o sistema tenta extrair descritores do ECG, da EDA e do fNIRS, acumulando valores válidos em séries de *baseline* e atualizando os contadores de janelas processadas e válidas. O resultado desta etapa é um conjunto de médias e desvios-padrão por modalidade, que serve de referência para a fase adaptativa seguinte.

4.5.3 Estimação online: *adaptive spider loop*

Após a *baseline*, a experiência entra na fase adaptativa, onde o sistema passa a calcular um índice contínuo de *stress* a partir das referências previamente construídas. Nesta fase, o processamento ocorre em janelas de vinte segundos, com atualização a cada segundo, permitindo uma monitorização quase contínua e suficientemente rápida para sustentar uma lógica de controlo em tempo real. A cada nova janela, o sistema extrai *features* do ECG, da EDA e do fNIRS, normaliza-as com base na *baseline* e combina-as num *score* agregado.

A fase adaptativa foi desenhada para operar de forma robusta mesmo quando nem todas as modalidades estão simultaneamente disponíveis. O sistema só considera uma janela válida quando existem dados mínimos suficientes e quando há pelo menos duas contribuições fiáveis para a composição do *score*. Depois de calculado, o *score* é suavizado temporalmente e classificado em níveis discretos de *stress* (*low*, *medium* e *high*), ficando também disponível em LSL para eventual consumo por outros módulos da aplicação. A Figura 4.11 exemplifica esta adaptação no ambiente VR: o estímulo aversivo apresentado (em primeiro), a interface *Head-Up Display* (HUD) com o tempo decorrido e o estado da ligação LSL (centro) e o menu de configuração da sessão (em terceiro).



Figura 4.11: Ambiente VR: estímulo, HUD e menu de configuração.

4.5.4 Encerramento e exportação de dados

No final da experiência, o sistema executa uma sequência de encerramento controlado. Primeiro, são emitidos marcadores de fim da experiência e solicitada a terminação limpa das *threads* de aquisição. Depois, o sistema aguarda o encerramento das ligações ao BITalino e ao *inlet* fNIRS, garantindo que não haja processos em execução nem dados incompletos em memória.

Em seguida, são exportados ficheiros auxiliares que preservam a rastreabilidade da sessão, incluindo o *log* de eventos, os dados brutos do BITalino, as *features* de *baseline*, o histórico do *stress* adaptativo e o *dump* final do *buffer* fNIRS. Esta exportação é essencial porque permite validação posterior, reprocessamento *offline* e análise estatística da experiência, sem depender exclusivamente da execução em tempo real.

4.6 Cálculo do Índice Adaptativo de *stress*

O índice adaptativo de *stress* foi concebido como uma métrica contínua, individualizada e multimodal, destinada a estimar, em tempo real, o estado fisiológico do utilizador. A sua formulação assenta na integração de sinais provenientes de diferentes modalidades fisiológicas, nomeadamente ECG, EDA e fNIRS, permitindo uma avaliação mais robusta do estado de ativação do participante do que aquela que seria obtida através de uma abordagem unimodal. Antes de ser

calculado o índice final, cada *feature* é normalizada com base na *baseline* individual, de modo a reduzir a influência das diferenças interindividuais e a expressar a variação fisiológica relativamente ao estado de repouso de cada participante.

4.6.1 Normalização por *baseline* individual

A etapa de normalização constitui um dos elementos centrais do método proposto, uma vez que os valores absolutos dos biossinais apresentam elevada variabilidade entre indivíduos. Para colmatar essa limitação, o sistema calcula, durante a fase de *baseline*, a média e o desvio padrão das principais *features* extraídas de cada modalidade. Posteriormente, cada valor observado na fase adaptativa é convertido em *z-score*, utilizando a referência individual previamente estimada.

A normalização é dada por:

$$z_i(t) = \frac{x_i(t) - \mu_i}{\sigma_i}$$

onde $x_i(t)$ representa o valor observado da *feature* i no instante t, μ_i corresponde à média dessa *feature* durante a *baseline* e σ_i ao respetivo desvio-padrão.

No caso do ECG, são considerados a frequência cardíaca média, o RMSSD e o SDNN. Na EDA, são extraídas a média do sinal, o desvio-padrão, a média da componente tónica, a média da componente fásica e a SCR. No fNIRS, são considerados a média de HbO, a média de HbR, o declive de HbO e a amplitude *peak-to-peak*. Esta estratégia permite que cada modalidade seja expressa numa escala comparável, tornando possível a sua integração num único índice final.

4.6.2 Combinação ponderada das *features*

Após a normalização, as *features* são combinadas de forma a produzir um *score* bruto de *stress*. Em vez de se recorrer a uma simples média aritmética dos sinais fisiológicos, o sistema utiliza uma combinação orientada pelo significado fisiológico de cada variável. Assim, métricas associadas a maior ativação autónoma contribuem no sentido de aumentar o índice, enquanto métricas relacionadas com maior variabilidade cardíaca ou maior estabilidade fisiológica têm contributo inverso.

Embora o cálculo do índice final seja realizado por média dos termos válidos disponíveis em cada janela, as modalidades ECG e EDA tendem a exercer uma influência proporcionalmente superior no *score* global, uma vez que contribuem com um maior número de *features* normalizadas de forma independente. Em contraste, o fNIRS é integrado através de um *subscore* agregado, funcionando como uma fonte complementar de informação hemodinâmica. Deste modo, o índice adaptativo não resulta de uma ponderação explícita e fixa por modalidade, mas sim de uma fusão estrutural em que a maior granularidade das métricas cardíacas e eletrodérmicas se traduz numa contribuição mais expressiva para a estimativa final de *stress*.

De forma simplificada, o *score* bruto pode ser expresso por:

$$S_{\text{raw}}(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} z_i(t)$$

em que N corresponde ao número de termos válidos disponíveis na janela temporal em análise. Na implementação do protótipo, este *score* resulta da combinação das contribuições de ECG, EDA e fNIRS sempre que existam valores válidos suficientes para suportar a estimação.

Mais concretamente, a combinação inclui a frequência cardíaca média, a EDA média, a EDA fásica média e o RMSSD com sinal invertido. O RMSSD é uma medida de variabilidade cardíaca, por isso, valores mais elevados tendem a indicar maior atividade parassimpática e, em geral, menor ativação de *stress*. Assim, ao ser introduzido no índice como $-z_{\text{RMSSD}}$, a sua contribuição passa a variar no sentido oposto ao das restantes métricas associadas ao aumento de *stress*.

O contributo do fNIRS é obtido a partir de uma subestimativa própria, calculada com base nas *features* hemodinâmicas normalizadas. Esta abordagem permite integrar diferentes fontes de informação fisiológica sem impor a mesma relevância a todas as modalidades.

4.6.3 Suavização exponencial e discretização do nível de *stress*

Como o *score* bruto pode variar de forma relativamente abrupta entre janelas consecutivas, é aplicada uma suavização exponencial com o objetivo de estabilizar a evolução temporal do índice. Este procedimento reduz a sensibilidade a flutuações momentâneas e produz uma estimativa mais coerente com a tendência fisiológica global do utilizador.

A suavização é definida por:

$$S_{\text{smooth}}(t) = \alpha\, S_{\text{raw}}(t) + (1-\alpha)\, S_{\text{smooth}}(t-1)$$

onde α é o parâmetro de atualização, com valor fixado em 0.2 no sistema implementado. Este parâmetro foi selecionado de forma análoga aos limiares de discretização, através de testes empíricos durante a fase de desenvolvimento, privilegiando uma resposta suficientemente estável para evitar oscilações do ambiente virtual causadas por ruído momentâneo dos sinais, mas ainda assim reativa a alterações fisiológicas sustidas. Não foi realizada uma otimização sistemática deste parâmetro. Esta constitui uma limitação reconhecida e uma oportunidade de refinamento futuro (Secção 6.4 e 6.5).

Esta escolha confere maior peso ao valor suavizado anterior, preservando a continuidade temporal do sinal e reduzindo oscilações abruptas entre janelas sucessivas. Assim, o índice mantém sensibilidade às variações recentes, mas com inércia suficiente para evitar flutuações espúrias.

A partir do *score* suavizado, o sistema procede ainda à discretização do nível de *stress* em três classes qualitativas:

$$L(t) = \begin{cases} \textit{low}, & \text{se } S_{\text{smooth}}(t) < -0.75 \\ \textit{medium}, & \text{se } -0.75 \leq S_{\text{smooth}}(t) < 0.75 \\ \textit{high}, & \text{se } S_{\text{smooth}}(t) \geq 0.75 \end{cases}$$

A Figura 4.12 representa estas transições como um diagrama de estados.

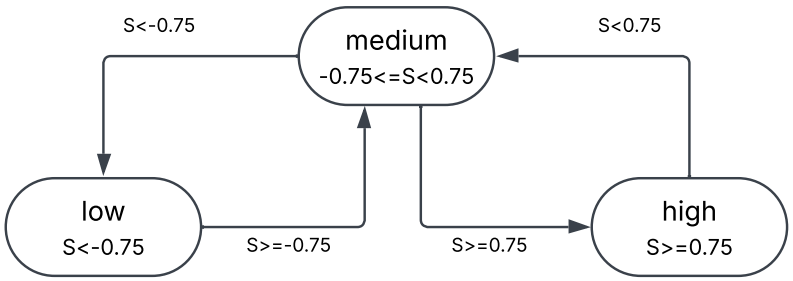


Figura 4.12: Diagrama de estados do nível qualitativo de stress.

O valor de ±0.75 foi definido como um compromisso de engenharia entre a sensibilidade e a estabilidade do sistema. Um limiar mais próximo de zero aumentaria a frequência de transições entre níveis qualitativos, tornando a resposta adaptativa do ambiente virtual mais errática. Um limiar mais elevado atrasaria a deteção de mudanças de estado relevantes. O valor escolhido não decorre de um estudo psicofisiológico de calibração populacional, mas sim de testes empíricos realizados durante o desenvolvimento, com o objetivo de obter uma resposta tecnicamente adequada do sistema. A calibração fisiológica destes limiares é identificada como direção de trabalho futuro (Secção 6.5).

Esta discretização serve dois propósitos complementares. Por um lado, simplifica a interpretação do estado fisiológico para fins de adaptação do ambiente virtual. Por outro lado, preserva o valor contínuo do *score*, que pode ser usado em análises posteriores ou em mecanismos de controlo mais refinados.

Após a suavização exponencial do índice adaptativo e a respetiva discretização em níveis qualitativos de stress, o valor final é transmitido através de LSL ao módulo de VR, permitindo a adaptação dinâmica do ambiente com base num estado fisiológico já estabilizado.

4.6.4 Transmissão LSL para adaptação do ambiente virtual

Após o cálculo do índice adaptativo de *stress*, a sua suavização exponencial e a discriminação do estado fisiológico em níveis qualitativos, o sistema procede à transmissão do valor final para o ambiente virtual através do LSL. Esta etapa constitui o ponto de ligação entre o módulo de estimação fisiológica e o módulo de apresentação em VR, permitindo que a adaptação do cenário ocorra com base numa estimativa contínua e temporalmente sincronizada do estado do participante.

A lógica de transmissão segue, assim, uma sequência estritamente alinhada com a implementação do sistema. Em primeiro lugar, após a extração das *features* e o cálculo do *score* bruto, o valor é suavizado através de uma média exponencial móvel, de forma a reduzir oscilações abruptas entre janelas consecutivas. Em seguida, o sistema atribui ao participante um nível qualitativo de *stress*, categorizado como *low*, *medium* ou *high*, com base nos limiares definidos para o *score* suavizado. Só depois dessa estabilização é que o valor é enviado para o exterior através do *outlet*

LSL dedicado ao *stress*, garantindo que o módulo de VR recebe uma estimativa mais robusta e menos sensível a flutuações transitórias.

Do ponto de vista da arquitetura, esta decisão é importante porque evita que o ambiente virtual reaja diretamente a variações momentâneas e potencialmente espúrias do sinal fisiológico. Em sistemas de adaptação em tempo real, a transmissão de um valor instável pode induzir respostas inconsistentes no cenário, comprometendo a experiência do utilizador e a validade experimental da intervenção. Ao transmitir um índice já suavizado, o sistema favorece uma adaptação mais gradual, coerente e fisiologicamente interpretável.

Além disso, a utilização do LSL permite separar de forma clara a etapa de cálculo da etapa de consumo do sinal. O módulo de processamento fisiológico mantém-se responsável pela aquisição, normalização, fusão multimodal, suavização e classificação do estado. O módulo de VR, por sua vez, limita-se a escutar o fluxo recebido e a ajustar o ambiente em função do valor disponibilizado. Esta separação modular aumenta a flexibilidade da solução, uma vez que o mesmo sinal pode ser reutilizado por diferentes componentes do sistema, sem dependência direta da lógica interna de processamento.

No contexto específico do protótipo, a transmissão do *stress score* ocorre sempre que existe uma janela válida de processamento na rotina adaptativa. Ou seja, o valor só é publicado quando existem dados suficientes de ECG, EDA e, quando disponível, fNIRS para suportar uma estimativa multimodal consistente. Desta forma, o canal LSL não transporta apenas um número contínuo, mas sim uma decisão fisiológica validada por um conjunto mínimo de evidências provenientes das diferentes modalidades. Em paralelo, os marcadores experimentais continuam a ser enviados para garantir o registo temporal preciso das fases do protocolo e a posterior análise dos resultados.

Em síntese, a transmissão LSL constitui a etapa que operacionaliza o carácter *closed-loop* da solução. É através dela que o estado fisiológico estimado passa a ter efeito direto no ambiente virtual, fechando o ciclo entre medição, interpretação e adaptação. Assim, o sistema deixa de funcionar como uma mera ferramenta de registo passivo de biossinais e passa a atuar como uma plataforma ativa de modulação do cenário imersivo em função do estado do utilizador.

Com a arquitetura, o *pipeline* de processamento e o mecanismo de adaptação descritos, o capítulo seguinte apresenta a validação preliminar deste sistema através de um estudo piloto, com o objetivo de avaliar a sua viabilidade técnica e operacional em condições experimentais reais.

Capítulo 5

Validação e Estudo Piloto

5.1 Desenho Experimental do Estudo Piloto

O estudo piloto foi concebido como uma etapa preliminar de validação da solução desenvolvida, com o objetivo de avaliar a viabilidade técnica e metodológica de um sistema multimodal em *closed-loop* aplicado a um contexto de VR. Mais do que demonstrar eficácia clínica, esta fase teve como finalidade verificar se a arquitetura proposta era capaz de adquirir, sincronizar, processar e transmitir biossinais em tempo real, mantendo a estabilidade operacional durante uma sessão experimental completa.

O protocolo experimental foi estruturado em três momentos principais: uma fase inicial de preparação e aquisição, uma fase de *baseline* e uma fase adaptativa. A *baseline*, com duração de 60 segundos, serviu para estimar referências fisiológicas individuais a partir de janelas móveis de 20 segundos processadas a cada 1 segundo, permitindo caracterizar o estado de repouso do participante antes do início da modulação adaptativa. Na fase seguinte, a rotina adaptativa decorreu durante 180 segundos, com o sistema a analisar continuamente janelas sucessivas de ECG, EDA e fNIRS, produzindo um índice de *stress* atualizado em tempo real.

A recolha de dados foi realizada com recurso a uma configuração multimodal composta por ECG e EDA adquiridos através de BITalino, e por fNIRS integrado via LSL, garantindo a coexistência de modalidades com diferentes frequências de amostragem e latências de aquisição. A Figura 5.1 apresenta um exemplo dos sinais brutos de fNIRS (HbO e HbR, por canal) registados no OxySoft durante uma sessão de teste do protocolo. Esta opção metodológica permitiu testar não apenas a qualidade de cada sinal isoladamente, mas também a capacidade do sistema de lidar com a heterogeneidade temporal das modalidades e com a sua integração numa lógica de adaptação contínua.

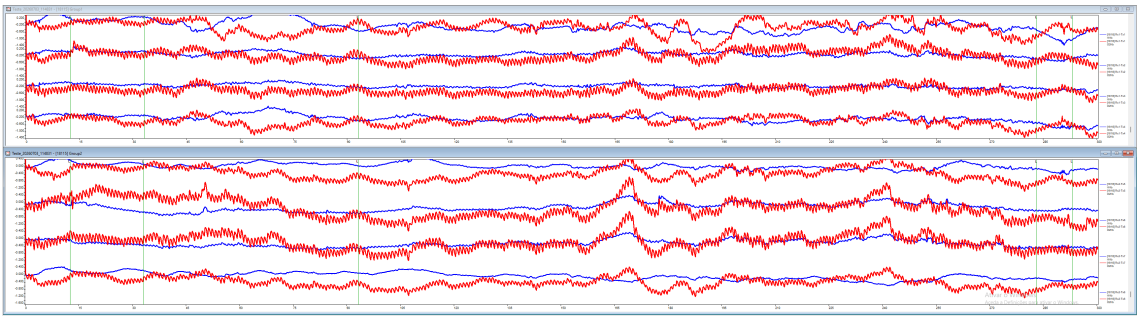


Figura 5.1: Exemplo de sinais brutos de fNIRS registados durante uma sessão de teste.

Durante a sessão, o sistema registou também marcadores experimentais relativos ao início e ao fim de cada fase, o que facilitou a reconstrução temporal do protocolo e a associação entre eventos do ambiente virtual e janelas fisiológicas específicas. Esta componente foi particularmente relevante para assegurar a rastreabilidade e a consistência na análise posterior, uma vez que a interpretação dos resultados depende da correta segmentação temporal das diferentes condições experimentais.

Em termos operacionais, o estudo piloto incluiu a monitorização da disponibilidade de janelas válidas, da continuidade da aquisição e da integridade da exportação final dos dados. No final da sessão, o protótipo guardou automaticamente os ficheiros auxiliares necessários para análise *offline*, incluindo o registo de eventos, os dados brutos do BITalino, as *features* da *baseline*, o histórico do *stress score* adaptativo e o *buffer* final de fNIRS. Este procedimento garantiu não só a preservação da informação recolhida, como também a possibilidade de auditoria posterior da execução experimental.

Assim, o desenho experimental do estudo piloto foi definido para responder a uma questão central de viabilidade: verificar se um sistema multimodal em *closed-loop* pode operar de forma estável e sincronizada em contexto imersivo, produzindo um índice fisiológico suficientemente estável e rastreável para ser utilizado na adaptação do ambiente virtual.

5.2 Avaliação Técnica e Robustez do Sistema

A validação técnica do protótipo mostrou que o sistema foi concebido para operar de forma modular, sincronizada e resiliente, tanto na aquisição quanto no encerramento da sessão. Em vez de depender de um único fluxo de dados, a solução articula aquisição multimodal, *buffers* circulares, processamento por janelas, comunicação via LSL e exportação final de resultados, o que aumenta a tolerância a falhas e a rastreabilidade experimental.

Durante a sessão, o sistema mantém contadores explícitos de janelas processadas, janelas válidas e *scores* válidos, tanto na fase de *baseline* quanto na fase adaptativa. Essa instrumentação permite avaliar não apenas se o *software* correu, mas também com que consistência os sinais fisiológicos foram transformados em informação útil para controlo em tempo real.

A robustez é reforçada pela utilização de estruturas de desacoplamento temporal, como *buffers* circulares para ECG, EDA e fNIRS, e por rotinas de ligação que procuram e mantêm o *stream* fNIRS de forma persistente. Além disso, a aquisição contínua em *thread* separada e o uso de eventos de paragem dedicados reduzem a probabilidade de bloqueios durante a sessão e facilitam um encerramento limpo do sistema.

5.3 Sincronização e rastreabilidade

A sincronização experimental foi assegurada por relógios dedicados e pela emissão de marcadores LSL em momentos-chave do protocolo, como início da experiência, início da *baseline*, início da fase adaptativa e fim da sessão. Esta estratégia é tecnicamente relevante porque permite associar o comportamento fisiológico aos estados experimentais corretos, tanto durante a análise *offline* como durante a interpretação dos resultados.

O sistema também regista o histórico detalhado do *stress score*, incluindo o valor bruto, o valor suavizado, o nível qualitativo atribuído e o número de termos utilizados em cada janela. Esse registo é importante para avaliar a consistência interna do algoritmo, pois mostra se o *score* foi calculado com base em informação suficiente e como evoluiu ao longo do tempo.

5.4 Encerramento e exportação

A robustez operacional é ainda evidenciada pelo encerramento estruturado da experiência. No fim da sessão, o protótipo sinaliza a paragem das *threads*, fecha o BITalino, liberta o *inlet* fNIRS e exporta automaticamente os ficheiros auxiliares necessários para a análise posterior. Entre esses ficheiros encontram-se o *log* experimental, os dados brutos, as *features* da *baseline*, o histórico adaptativo e o *dump* final do *buffer* de fNIRS.

Esta exportação automática é relevante porque reduz a dependência de intervenções manuais e preserva a integridade dos dados, mesmo quando a experiência é interrompida ou concluída antecipadamente. Ao mesmo tempo, o facto de cada tipo de informação ser guardado separadamente facilita a auditoria, a depuração e o reprocessamento *offline*.

5.5 Indicadores de robustez

Do ponto de vista da análise técnica, os principais indicadores que fazem sentido reportar nesta secção são:

1. duração real da *baseline* e da fase adaptativa;
2. número total das janelas processadas e janelas válidas;
3. rácio de janelas válidas na *baseline* e na fase adaptativa;
4. número de *scores* fNIRS válidos;

5. existência de exportação completa dos ficheiros auxiliares.

Estes indicadores não medem eficácia terapêutica, mas medem algo igualmente importante nesta fase: se o sistema consegue sustentar o fluxo experimental sem colapsar, sem perder o alinhamento temporal e sem comprometer a geração do índice adaptativo.

5.6 Discussão

Os resultados do estudo piloto mostram que a solução desenvolvida reúne condições para funcionar como uma plataforma multimodal em *closed-loop* integrada em ambiente de VR. Ao longo da sessão, o sistema conseguiu articular a aquisição, o processamento, a sincronização e a exportação de dados fisiológicos de forma contínua, o que confirma a viabilidade técnica da arquitetura proposta. Mais do que produzir um valor isolado de *stress*, o protótipo demonstrou capacidade para sustentar um fluxo experimental completo, com segmentação temporal explícita e rastreabilidade entre eventos, janelas fisiológicas e estados adaptativos.

Do ponto de vista metodológico, a utilização de uma *baseline* individualizada foi um passo importante para reduzir a dependência de valores absolutos e permitir uma normalização relativa das *features* fisiológicas. Esta opção é particularmente relevante em contextos psicofisiológicos, uma vez que as diferenças interindividuais na frequência cardíaca, na variabilidade cardíaca, na atividade eletrodérmica e na resposta hemodinâmica podem ser substanciais. Assim, o uso de médias e desvios-padrão da *baseline* como referência permitiu construir um índice adaptativo mais sensível à variação intraindividual do que a uma interpretação fixa dos sinais.

A integração multimodal revelou-se igualmente pertinente. ECG e EDA forneceram uma base fisiológica com boa cadência temporal para o cálculo do índice adaptativo, enquanto o fNIRS acrescentou uma dimensão hemodinâmica complementar. Esta combinação é metodologicamente interessante porque reduz a dependência de uma única fonte de evidência e permite uma leitura mais robusta do estado fisiológico do participante. Ainda assim, a contribuição de cada modalidade não foi uniforme em todas as janelas, o que reforça a importância do sistema manter critérios mínimos de validade antes de produzir um *score* final.

Outro aspeto relevante foi a suavização exponencial do *stress score*. Em termos operacionais, este mecanismo ajuda a evitar flutuações excessivas provocadas por ruído momentâneo ou por pequenas variações fisiológicas sem significado funcional claro. No contexto de adaptação em tempo real, esta decisão é particularmente útil porque reduz a probabilidade de respostas instáveis do ambiente virtual e favorece uma modulação mais coerente da experiência. Ao mesmo tempo, esta suavização implica um compromisso entre reatividade e estabilidade, o que deve ser tido em conta na interpretação do comportamento do sistema.

A fase adaptativa também mostrou que o sistema consegue operar com uma lógica de decisão baseada em janelas sucessivas, mantendo a atualização regular do indicador fisiológico e a classificação discreta do nível de *stress*. Esta estrutura é adequada para um estudo piloto, porque permite observar não apenas o valor final do índice, mas também a sua evolução ao longo do tempo. Em

termos práticos, isso é importante para perceber se o sistema reage de forma plausível às mudanças fisiológicas do participante e se a dinâmica temporal do índice é compatível com o objetivo de adaptação do ambiente.

Apesar destes aspetos positivos, o estudo piloto apresenta limitações claras. Em primeiro lugar, trata-se de uma validação preliminar com foco na funcionalidade do sistema, pelo que os resultados não devem ser interpretados como evidência de eficácia clínica. Em segundo lugar, a qualidade dos indicadores depende da disponibilidade de janelas válidas e da estabilidade dos sinais em cada modalidade, o que significa que eventuais falhas de aquisição ou períodos de dados insuficientes podem influenciar a consistência do *score*. Finalmente, a análise foi concebida para demonstrar viabilidade e coerência operacional, mas ainda não substitui uma avaliação quantitativa mais ampla em amostras maiores e com comparação sistemática entre condições.

Ainda assim, os dados recolhidos sustentam a ideia de que a arquitetura desenvolvida é suficientemente sólida para servir de base a estudos subsequentes. A existência de marcadores temporais, o registo automático dos resultados, o armazenamento das *features* por janela e a exportação final dos dados tornam o sistema adequado ao refinamento iterativo. Esta base é especialmente útil porque permite introduzir melhorias progressivas sem comprometer a lógica central do protocolo experimental.

Em síntese, o estudo piloto confirma a viabilidade técnica e metodológica da solução, mas também evidencia a necessidade de futuras iterações orientadas para maior robustez, melhor gestão de janelas inválidas e validação em contextos mais amplos. A principal contribuição desta fase não está, portanto, na demonstração de um efeito final, mas na confirmação de que o sistema pode operar de forma estável, sincronizada e analiticamente rastreável, constituindo uma plataforma promissora para investigação futura em adaptação fisiológica em ambiente imersivo.

Capítulo 6

Conclusões e Trabalho Futuro

6.1 Resposta às Questões de Investigação

Retomando as questões de investigação formuladas na Secção 1.2, é possível sintetizar as respostas alcançadas ao longo desta dissertação:

QI1. A dissertação propõe, na Secção 4.6, uma metodologia de normalização individual por *baseline (z-score)*, seguida de uma combinação estrutural das features de ECG, EDA e fNIRS e de uma suavização exponencial que resulta num índice contínuo e num nível qualitativo de *stress* (*low/medium/high*). O estudo piloto (Secção 5) confirmou que esta combinação multimodal é tecnicamente exequível em tempo real, ainda que a validação da sua robustez face a abordagens unimodais careça de estudos com amostras mais alargadas.

QI2. Os requisitos funcionais e não funcionais foram definidos na Secção 4.1 e materializados numa arquitetura modular e assíncrona (Secção 4.2), que integra aquisição multimodal sincronizada (Secção 4.3), um *pipeline* de processamento por janelas (Secção 4.4) e transmissão do índice de *stress* via LSL para o ambiente VR (Secção 4.6.4). O estudo piloto demonstrou que esta arquitetura opera de forma estável ao longo de uma sessão completa, respondendo assim à questão de forma preliminar.

QI3. Esta questão foi abordada apenas parcialmente: o Capítulo 5 definiu indicadores técnicos de robustez (janelas válidas, sincronização, integridade da exportação), mas ainda não definiu métricas psicofisiológicas e subjetivas de impacto terapêutico. A resposta completa a esta questão fica reservada para trabalho futuro (Secção 6.5), nomeadamente através de estudos com um número maior de participantes e escalas subjetivas validadas.

6.2 Síntese do Trabalho

O presente trabalho teve como objetivo explorar o potencial da integração entre VR e monitorização multimodal de biossinais para o desenvolvimento de ambientes adaptativos orientados à regulação de *stress* e ansiedade. Partindo de uma análise crítica da literatura, foi possível verificar

que esta área apresenta um forte potencial de aplicação em saúde mental, mas continua marcada por limitações importantes, nomeadamente o predomínio de abordagens *open-loop*, a utilização frequente de modalidades fisiológicas isoladas e a escassez de sistemas capazes de operar em tempo real com sincronização robusta.

Face a estas lacunas, foi proposta e desenvolvida uma arquitetura multimodal em *closed-loop*, concebida para integrar sinais centrais e periféricos num ambiente imersivo de VR. A solução desenvolvida procurou responder simultaneamente a requisitos de sincronização temporal, processamento contínuo, modularidade e viabilidade experimental, articulando a aquisição fisiológica, a extração de *features*, a normalização relativa à *baseline* e o cálculo de um índice adaptativo de *stress*. Esta lógica permitiu estabelecer uma ponte funcional entre a monitorização fisiológica e a adaptação dinâmica do ambiente virtual.

A implementação do protótipo e a sua validação preliminar em estudo piloto mostraram que o sistema é capaz de operar de forma estável durante uma sessão experimental completa, assegurando a aquisição multimodal, o processamento por janelas, a sincronização por marcadores e a exportação estruturada dos dados. Embora esta fase não tenha como finalidade demonstrar eficácia clínica, permitiu confirmar a viabilidade técnica e metodológica da solução, bem como a sua utilidade enquanto plataforma experimental para investigação futura.

Assim, o trabalho desenvolvido contribui para consolidar a ideia de que a adaptação fisiológica em VR pode beneficiar de arquiteturas multimodais em *closed-loop*, desde que estas sejam desenhadas com atenção à robustez do processamento, à heterogeneidade temporal dos sinais e à interpretabilidade dos indicadores gerados. Neste sentido, o principal resultado deste trabalho não reside apenas no protótipo implementado, mas também na demonstração de uma base conceptual e técnica coerente para a evolução futura.

6.3 Contribuições Principais

As principais contribuições deste trabalho podem ser sintetizadas em quatro dimensões complementares. Em primeiro lugar, foi realizada uma revisão crítica da literatura sobre a utilização de VR e biossinais na área da saúde mental, permitindo identificar tendências, limitações recorrentes e oportunidades para o desenvolvimento de soluções adaptativas mais robustas.

Em segundo lugar, foi definida uma arquitetura conceptual para um sistema multimodal em *closed-loop*, orientada para a integração de diferentes modalidades fisiológicas com exigências temporais distintas. Esta arquitetura foi desenhada com enfoque na sincronização entre sinais, na modularidade dos componentes e na possibilidade de adaptação do ambiente virtual com base em indicadores fisiológicos atualizados em tempo real.

Em terceiro lugar, foi desenvolvido um protótipo funcional capaz de adquirir, processar e combinar sinais fisiológicos em contexto experimental. A solução implementada incluiu mecanismos de *baseline* individualizada, extração de *features* por janelas móveis, cálculo de um *stress score* adaptativo e armazenamento estruturado dos resultados para análise posterior. Esta integração

representa uma contribuição prática relevante, ao demonstrar a operacionalização de um sistema multimodal com vocação experimental.

Por fim, foi realizado um estudo piloto de validação técnica e metodológica, que permitiu verificar a estabilidade global do sistema, a continuidade do processamento e a capacidade de preservar informação útil para auditoria e reanálise *offline*. Embora preliminar, esta etapa constituiu uma contribuição importante para a consolidação do protótipo e para a identificação fundamentada de aspetos a melhorar em iterações futuras.

6.4 Limitações

Apesar dos resultados alcançados, o presente trabalho apresenta limitações que importa reconhecer. Em primeiro lugar, a validação experimental realizada teve natureza piloto e centrou-se sobretudo na viabilidade técnica e metodológica do sistema, não permitindo retirar conclusões robustas sobre eficácia terapêutica ou validade clínica. Deste modo, os resultados obtidos devem ser interpretados como evidência preliminar de funcionamento, e não como demonstração conclusiva de impacto clínico.

Em segundo lugar, a qualidade do desempenho do sistema depende fortemente da estabilidade dos sinais fisiológicos e da disponibilidade de janelas válidas para processamento. Sendo uma arquitetura multimodal, a solução beneficia da complementaridade entre modalidades, mas permanece sensível a artefactos, falhas temporárias de aquisição e variabilidade fisiológica inter- e intraindividual. Esta dependência constitui um desafio importante para a generalização do sistema a contextos menos controlados.

Outra limitação prende-se ao facto de o índice adaptativo desenvolvido assentar numa lógica ainda relativamente simples de normalização e combinação de *features*. Embora adequada para uma fase inicial de prototipagem e validação, esta abordagem não esgota o potencial de métodos mais avançados de fusão multimodal, modelação temporal ou inferência personalizada. Consequentemente, o *stress score* aqui utilizado deve ser entendido como um primeiro mecanismo funcional de adaptação, e não como uma medida definitiva ou universal do estado emocional.

Por fim, o trabalho incidiu sobretudo sobre a robustez técnica da integração entre VR e biossinais, o que implicou deixar em aberto algumas dimensões que merecem aprofundamento futuro, tais como a avaliação da experiência subjetiva do utilizador, o impacto prolongado da adaptação em contexto terapêutico e a comparação sistemática entre diferentes estratégias de controlo adaptativo.

6.5 Trabalho Futuro

O desenvolvimento futuro desta linha de investigação poderá seguir várias direções complementares. Uma das mais imediatas consiste no alargamento da validação experimental a amostras maiores e mais diversificadas, permitindo avaliar a robustez do sistema em diferentes perfis de

utilizadores e em contextos menos controlados. Este passo será essencial para consolidar a fiabilidade externa da solução e perceber em que medida os resultados observados no estudo piloto se mantêm em condições mais exigentes.

Outra direção relevante passa pelo refinamento da estratégia de fusão multimodal e do cálculo do índice adaptativo. Poderão ser explorados modelos mais avançados de combinação de sinais, incluindo abordagens com ponderação dinâmica entre modalidades, mecanismos de deteção automática de artefactos e métodos de inferência mais sensíveis à evolução temporal do estado fisiológico. Esta evolução poderá contribuir para aumentar simultaneamente a precisão, a estabilidade e a interpretabilidade do sistema.

Também será importante aprofundar a dimensão aplicada do ambiente virtual, explorando estratégias de adaptação mais diversificadas e explicitamente orientadas a objetivos terapêuticos. Para além da simples modulação em função do *stress score*, poderão ser estudadas formas de adaptar o ambiente com base em perfis individuais, fases da intervenção ou respostas subjetivas reportadas pelo utilizador. Esta integração entre a fisiologia, o contexto imersivo e a personalização poderá reforçar o valor terapêutico da abordagem.

Por fim, um eixo central de trabalho futuro deverá passar pela realização de estudos mais prolongados e metodologicamente robustos, capazes de avaliar não apenas a viabilidade do sistema, mas também o seu impacto na regulação emocional, na perceção de presença e na eficácia da intervenção. A médio prazo, esta evolução poderá contribuir para a transformação do protótipo atual numa plataforma mais madura, com potencial de aplicação em contextos clínicos, educativos ou de treino emocional assistido por tecnologia.

Referências

[1] Sam Aganov et al. «Pure purr virtual reality technology: measuring heart rate variability and anxiety levels in healthy volunteers affected by moderate stress». en. Em: *Archives of Medical Science* (fev. de 2020). ISSN: 1734-1922, 1896-9151. DOI: 10.5114/aoms.2020.93239. URL: https://www.archivesofmedicalscience.com/Pure-purr-virtual-reality-technology-measuring-heart-rate-variability-and-anxiety,113103,0,2.html.

[2] Andrea Apicella et al. «Domain Adaptation for Fear of Heights Classification in a VR Environment Based on EEG and ECG». en. Em: *Information Systems Frontiers* 27.1 (fev. de 2025), pp. 139–154. ISSN: 1387-3326, 1572-9419. DOI: 10.1007/s10796-024-10484-z. URL: https://link.springer.com/10.1007/s10796-024-10484-z.

[3] Grigore C. Burdea e Philippe Coiffet. *Virtual Reality Technology*. en. 1ª ed. Wiley, ago. de 2024. ISBN: 978-1-118-01480-6 978-1-119-51260-8. DOI: 10.1002/9781119512608. URL: https://onlinelibrary.wiley.com/doi/book/10.1002/9781119512608.

[4] John T. Cacioppo, Louis G. Tassinary e Gary G. Berntson. *Handbook of psychophysiology*. en. 4th ed. Cambridge handbooks in psychology. Cambridge, United Kingdom: Cambridge university press, 2017. ISBN: 978-1-107-05852-1.

[5] Shulin Cao, Zhengping Li e Lijun Wang. «P-4.8: A Review of Multimodal Signal Processing for VR-Based Psychological Stress Reduction». en. Em: *SID Symposium Digest of Technical Papers* 56.S1 (jun. de 2025), pp. 945–950. ISSN: 0097-966X, 2168-0159. DOI: 10.1002/sdtp.18970. URL: https://sid.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/sdtp.18970.

[6] Wei-Liang Chen et al. «Functional Near-Infrared Spectroscopy and Its Clinical Application in the Field of Neuroscience: Advances and Future Directions». en. Em: *Frontiers in Neuroscience* 14 (jul. de 2020), p. 724. ISSN: 1662-453X. DOI: 10.3389/fnins.2020.00724. URL: https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fnins.2020.00724/full.

[7] Dehan Jia et al. «Color matters: Investigating stress recovery in VR-simulated interior environments using fNIRS and anxiety measures». en. Em: *Building and Environment* 285 (nov. de 2025), p. 113609. ISSN: 03601323. DOI: 10.1016/j.buildenv.2025.113609. URL: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0360132325010819.

[8] Iakovos Kritikos, Georgios Alevizopoulos e Dimitris Koutsouris. «Personalized Virtual Reality Human-Computer Interaction for Psychiatric and Neurological Illnesses: A Dynamically Adaptive Virtual Reality Environment That Changes According to Real-Time Feedback From Electrophysiological Signal Responses». en. Em: *Frontiers in Human Neuroscience* 15 (fev. de 2021), p. 596980. ISSN: 1662-5161. DOI: 10.3389/fnhum.2021.

596980. URL: https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnhum.2021.596980/full.

[9] Kendi Li et al. «An Electroencephalography-Based Brain–Computer Interface for Emotion Regulation With Virtual Reality Neurofeedback». en. Em: *IEEE Transactions on Cognitive and Developmental Systems* 16.4 (ago. de 2024), pp. 1405–1417. ISSN: 2379-8920, 2379-8939. DOI: 10.1109/TCDS.2024.3357547. URL: https://ieeexplore.ieee.org/document/10416203/.

[10] Shakila Meshkat et al. «Virtual Reality and Stress Management: A Systematic Review». en. Em: *Cureus* (jul. de 2024). ISSN: 2168-8184. DOI: 10.7759/cureus.64573. URL: https://www.cureus.com/articles/247181-virtual-reality-and-stress-management-a-systematic-review.

[11] Paul L. Nunez e Ramesh Srinivasan. *Electric Fields of the Brain: The Neurophysics of EEG*. 2ª ed. Cambridge, United Kingdom: Oxford University Press, 2006. ISBN: 978-0-19-505038-7.

[12] Ke Peng et al. «iVR-fNIRS: studying brain functions in a fully immersive virtual environment». en. Em: *Neurophotonics* 11.02 (abr. de 2024). ISSN: 2329-423X. DOI: 10.1117/1.NPh.11.2.020601. URL: https://www.spiedigitallibrary.org/journals/neurophotonics/volume-11/issue-02/020601/iVR-fNIRS--studying-brain-functions-in-a-fully-immersive/10.1117/1.NPh.11.2.020601.full.

[13] Yvan Pratviel, Pierre Bouny e Véronique Deschodt-Arsac. «Immersion in a relaxing virtual reality environment is associated with similar effects on stress and anxiety as heart rate variability biofeedback». en. Em: *Frontiers in Virtual Reality* 5 (abr. de 2024), p. 1358981. ISSN: 2673-4192. DOI: 10.3389/frvir.2024.1358981. URL: https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/frvir.2024.1358981/full.

[14] John G. Proakis e Dimitris G. Manolakis. *Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications*. 4th. Upper Saddle River, NJ: Pearson Prentice Hall, 2006. ISBN: 978-0-13-187374-2.

[15] Aasim Raheel, Muhammad Majid e Syed Muhammad Anwar. «DEAR-MULSEMEDIA: Dataset for emotion analysis and recognition in response to multiple sensorial media». en. Em: *Information Fusion* 65 (jan. de 2021), pp. 37–49. ISSN: 15662535. DOI: 10.1016/j.inffus.2020.08.007. URL: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1566253520303353.

[16] Daniel Sánchez-Reolid et al. «EEG and fNIRS Signal-Based Emotion Identification by Means of Machine Learning Algorithms During Visual Stimuli Exposure». en. Em: *Electronics* 13.23 (dez. de 2024), p. 4797. ISSN: 2079-9292. DOI: 10.3390/electronics13234797. URL: https://www.mdpi.com/2079-9292/13/23/4797.

[17] Nitish V. Thakor, ed. *Handbook of Neuroengineering*. en. Singapore: Springer Nature Singapore, 2023. ISBN: 978-981-16-5539-5 978-981-16-5540-1. DOI: 10.1007/978-981-16-5540-1. URL: https://link.springer.com/10.1007/978-981-16-5540-1.

[18] Massimiliano Valeriani e Marina De Tommaso, eds. *Psychophysiology Methods*. en. Vol. 206. Neuromethods. New York, NY: Springer US, 2024. ISBN: 978-1-0716-3544-5 978-1-0716-3545-2. DOI: 10.1007/978-1-0716-3545-2. URL: https://link.springer.com/10.1007/978-1-0716-3545-2.

[19] John G. Webster e Amit J. Nimunkar. *Medical Instrumentation: Application and Design (An Indian Adaptation)*. 5ª ed. Wiley, 2020. ISBN: 978-8126577360.

[20] Jonathan R. Wolpaw, ed. *Brain-computer interfaces: principles and practice*. en. Oxford: Oxford University Press, 2012. ISBN: 978-0-19-538885-5.

[21] Martina Zabcikova et al. «Emotion Recognition in Virtual Reality: EEG and EDA-Based Analysis of Stress in High-Risk Scenarios». en. Em: *IEEE Access* 13 (2025), pp. 201045–201066. ISSN: 2169-3536. DOI: 10.1109/ACCESS.2025.3636599. URL: https://ieeexplore.ieee.org/document/11267402/.