



RESPOSTAS FISIOLÓGICAS DE HOMENS SAUDÁVEIS A VARIAÇÕES DE NÍVEL
DE DIFICULDADE DE UM VIDEOGAME TIPO PUZZLE

Juliana Pereira Loureiro

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis
Tavares

Alexandre Visintainer Pino

Rio de Janeiro

Julho de 2018

RESPOSTAS FISIOLÓGICAS DE HOMENS SAUDÁVEIS A VARIAÇÕES DE NÍVEL
DE DIFICULDADE DE UM VIDEOGAME TIPO PUZZLE

Juliana Pereira Loureiro

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE)
DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares, D.Sc

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc

Rafaela Ramos Campagnoli, D.Sc

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

JULHO DE 2018

Loureiro, Juliana Pereira

Respostas fisiológicas de homens saudáveis a variações de nível de dificuldade de um videogame tipo puzzle / Juliana Pereira Loureiro. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2018.

X, 95 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis

Tavares

Alexandre Visintainer Pino

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2018.

Referências Bibliográficas: p. 60-69.

1. Videogame. 2. Psicofisiologia. 3. Interações cardiorrespiratórias. I. Tavares, Frederico Caetano Jandre de Assis *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Agradecimentos

Agradeço a Deus, por ter me dado forças para concluir o mestrado, pela proteção em todos os trajetos para a UFRJ e para casa em tempos que a segurança é praticamente inexistente no Rio de Janeiro.

À minha família, pelo suporte emocional e financeiro, possibilitando a conclusão do mestrado. Por todas as palavras de incentivo e compreensão da minha ausência, por estarem comigo a cada sucesso e a cada novo obstáculo. Ao meu pai, por ter conseguido junto comigo organizar um dos momentos mais importantes da minha vida. À minha mãe, por ser minha eterna confidente, pela companhia, por correr comigo atrás de equipamentos e materiais que possibilitassem a realização dos experimentos. À minha irmã, por ser minha companheira, pelo seu amor incondicional, por ser meu eterno presente. Ao meu marido por sempre me lembrar o porquê de estar na COPPE, pela ajuda na definição de prioridades, por ser meu parceiro na pesquisa e na vida.

Aos professores e orientadores Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares e Alexandre Visintainer Pino, por todo o conhecimento que compartilharam e construíram comigo, por sempre exigirem mais, acreditando no meu potencial e apresentando novos desafios. Por amadurecerem minha forma de pensar não apenas em questões acadêmicas, mas também em filosofias de vida, me apresentando um mundo um pouco menos complicado em alguns aspectos e muito mais complicado em outros.

A todos os colegas do Laboratório de Instrumentação Biomédica e Engenharia Pulmonar, funcionários e colegas do Programa de Engenharia Biomédica que tornaram os dias de trabalho mais leves com muitas ideias, música, sempre dispostos a ajudar e a conversar sobre os mais variados assuntos. Por tornarem os dias na UFRJ mais produtivos e divertidos.

Agradeço ao CNPq pela bolsa de estudos, à FAPERJ pela bolsa TEC Nota 10 e a CAPES pelo apoio financeiro. E agradeço também ao LabNec-UFF por ter disponibilizado o sistema BIOPAC MP100.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

RESPOSTAS FISIOLÓGICAS DE HOMENS SAUDÁVEIS A VARIAÇÕES DE NÍVEL DE DIFICULDADE DE UM VIDEOGAME TIPO PUZZLE

Juliana Pereira Loureiro

Julho / 2018

Orientadores: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares
Alexandre Visintainer Pino

Programa: Engenharia Biomédica

O presente estudo avaliou as respostas fisiológicas da atividade cardiorrespiratória e eletrodérmica (EDA) de 30 indivíduos saudáveis à variação de dificuldade de um videogame a partir de registros de sinais de eletrocardiograma (ECG), vazão respiratória e resposta eletrodérmica (EDR). Cada participante jogou três níveis do jogo GEMGEM intercaladas por repouso. Índices respiratórios – período respiratório (PR) e seu coeficiente de variação (CV_{PR}), índices de variabilidade da frequência cardíaca (VFC) - RMSSD, SDNN e pNN50, assim como índices representativos do fenômeno cardiorrespiratório de Arritmia Sinusal Respiratória (ASR) foram calculados. Durante o jogo, os índices de VFC, ASR, PR reduziram, e a frequência cardíaca (FC) aumentou. A EDR variou entre os voluntários, com maiores valores durante as etapas de repouso para alguns deles. Nenhum índice foi significativamente diferente entre todos os níveis de dificuldade; uma combinação de variáveis respiratórias e eletrodérmicas talvez possa discriminar completamente os níveis. Análises futuras, devem considerar características como expectativa e motivação, assim como habilidade do voluntário no jogo.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

PHYSIOLOGICAL RESPONSES OF HEALTHY MEN TO A PUZZLE-TYPE
VIDEOGAME DIFFICULTY LEVEL VARIATIONS

Juliana Pereira Loureiro

July / 2018

Advisors: Frederico Caetano Jandre de Assis Tavares

Alexandre Visintainer Pino

Department: Biomedical Engineering

The present study evaluated the physiological responses of cardiorespiratory and electrodermal activity (EDA) of 30 healthy individuals to the difficulty variation of a videogame from electrocardiogram (ECG), respiratory flow and electrodermal response (EDR) signal records. Each participant played three levels of difficulty of the GEMGEM game interspersed by rest. Respiratory indices - respiratory period (RP) and its coefficient of variation (CV_{RP}), heart rate variability indices (HRV) - RMSSD, SDNN and pNN50, as well as Respiratory Sinus Arrhythmia (RSA) were calculated. During the game, HRV, RSA, RP indices decreased, and heart rate (HR) increased. EDR varied among the volunteers, with highest values during the rest stages for some of them. No single index was significantly different between all difficulty levels; a combination of respiratory and electrodermal variables may be able to fully discriminate levels. Future analyses should consider characteristics such as expectation and motivation, as well as the ability of the volunteer in the game.

Sumário

I.	Introdução.....	1
I.1	Visão Geral	1
I.2	Objetivos	3
II.	Revisão da Literatura.....	4
II.1	Atividade do Sistema Nervoso Autônomo	4
II.2	Atividade Eletrodérmica	7
II.3	Atividade Cardíaca	11
II.3.1	Variabilidade da FC.....	12
II.4	Atividade Respiratória e Cardiorrespiratória.....	13
II.4.1	Arritmia Sinusal Respiratória	15
II.5	Videogame Como Tarefa Cognitiva	17
II.6	Positive and Negative Affect Schedule.....	19
III.	Materiais e Métodos	21
III.1	Convocação e Seleção de Voluntários	21
III.2	Experimento	22
III.3	Instrumentação	25
III.4	Calibração e Processamento.....	26
III.4.1	EDA	27
III.4.2	Atividade Cardíaca	29
III.4.3	Atividade Respiratória	30
III.4.4	ASR	31
III.5	Normalização	31
III.6	Análise Estatística	33
III.7	Hipóteses	34
IV.	Resultados.....	36
IV.1	Informações Gerais	36
IV.2	Comportamento dos Sinais e Índices Fisiológicos.....	40
IV.3	Testes Não Paramétricos	42
IV.3.1	Correlação.....	45

IV.4	Análise Exploratória.....	47
V.	Discussão	50
V.1	Comportamento dos Sinais e Índices Fisiológicos	52
V.2	Limitações.....	56
VI.	Conclusão	58
	Referências	60
	Anexo I.....	70
	Anexo II.....	71
	Anexo III	72
	Anexo IV	73
	Anexo V.....	77
	Anexo VI.....	82
	Anexo VII.....	84
	Anexo VIII.....	85
	Anexo IX	91
	Anexo X.....	94

Lista de Símbolos e Abreviaturas

σ	Desvio Padrão
$\sigma_{EDA\bar{x}}$	Desvio Padrão da Atividade Eletrodérmica
σ_{PR}	Desvio Padrão do Período Respiratório médio
ASR	Arritmia sinusal respiratória
CRB	Centro respiratório bulbar
CV_{PR}	Coefficiente de Variação do Período Respiratório médio
ΔCV_{PR}	Variação do Coeficiente de Variação do Período Respiratório médio
DS	Nível Dessaturado (intermediário) do jogo
ECG	Eletrocardiograma
EDA	Atividade eletrodérmica, do inglês: <i>Eletrodermal Activity</i>
$EDA_{\bar{x}}$	Valor Médio de Atividade eletrodérmica
$\Delta EDA_{\bar{x}}$	Variação do Valor Médio de Atividade eletrodérmica
EDR	Resposta eletrodérmica, <i>do inglês Eletrodermal Response</i>
EDR_{max}	Valor máximo de Resposta eletrodérmica
ΔEDR_{max}	Variação do Valor máximo de Resposta eletrodérmica
EDR_{median}	Valor mediano de Resposta eletrodérmica
ΔEDR_{median}	Variação do Valor mediano de Resposta eletrodérmica
EDR_{min}	Valor mínimo de Resposta eletrodérmica
ΔEDR_{min}	Variação do Valor mínimo de Resposta eletrodérmica
$EDR_{\bar{x}}$	Valor médio de Resposta eletrodérmica
$\Delta EDR_{\bar{x}}$	Variação do Valor médio de Resposta eletrodérmica
EDR_{rel}	EDR relativo normalizado pelo tempo
$\Delta \overline{EDR}$	Diferença de EDR normalizado pelo tempo
FC	Frequência cardíaca
FR	Frequência respiratória
FS	Frequência de amostragem
FT	Transformada de Fourier
G1	Bloco de dados dos índices dos níveis de jogo e o repouso inicial
G3	Bloco de dados dos índices dos níveis de jogo
G4	Bloco de dados dos índices dos níveis de jogo e média dos repouso
G7	Bloco de dados dos índices em todas as 7 etapas de experimento

iNN_{50}	Quantidade total de intervalos RR normais superiores a 50 ms
\overline{iNN}	Valor médio de intervalos RR normais
$INSP$	Instante do início da inspiração
iNN	Intervalo de picos R normais
iRR	Intervalo de picos R, intervalos RR
NA	Índice de emoção negativa do PANAS, do inglês <i>Negative Affect</i>
N_{EDR}	Número de Respostas Eletrodérmicas
ΔN_{EDR}	Variação do Número de Respostas Eletrodérmicas
$Norm_1$	Normalização considerando a média dos repousos
PA	Índice de emoção positiva do PANAS, do inglês <i>Positive affect</i>
PANAS	Questionário de estado, do inglês <i>Positive and Negative Affect Schedule</i>
PB	Nível Preto e Branco (difícil) do jogo
PM_{ASR}	Padrão Médio de Arritmia Sinusal Respiratória
ΔPM_{ASR}	Variação do Padrão Médio de Arritmia Sinusal Respiratória
$pNN50$	Porcentagem de intervalos RR normais superiores a 50 ms
$\Delta pNN50$	Variação da Porcentagem de intervalos RR normais superiores a 50 ms
PR	Período respiratório
$PR_{\bar{x}}$	Padrão Respiratório Médio
$\Delta PR_{\bar{x}}$	Variação do Padrão Respiratório Médio
$R3$	Média das três etapas de repouso
RMSSD	Raiz do valor médio quadrático das diferenças
$\Delta RMSSD$	Variação da Raiz do valor médio quadrático das diferenças
SCL	Resposta tônica de condutância, do inglês <i>Skin Conductance Level</i>
SCR	Resposta fásica de condutância, do inglês <i>Skin Conductance Response</i>
SDNN	Desvio padrão do intervalo RR
$\Delta SDNN$	Variação do Desvio padrão do intervalo RR
SNA	Sistema nervoso autônomo
SNC	Sistema nervoso central
T	Nível Tutorial do jogo
VFC	Variabilidade da Frequência Cardíaca

I. Introdução

I.1 Visão Geral

O sistema nervoso autônomo (SNA) é responsável por coordenar funções involuntárias, viscerais e homeostáticas do corpo humano, reconhecendo e respondendo ao ambiente e às suas modificações (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). O SNA é responsável pelas adaptações do corpo visando a manutenção do funcionamento e das necessidades vitais do organismo, sendo regulado por retroalimentação sensorial e intimamente relacionado com a experiência e a expressão emocional. Uma pessoa em estado de alerta ou perigo tem os níveis de vigilância elevados, seus sentidos ficam aguçados e estados de descanso como sono e sonho são perturbados, pois o corpo tenta se manter acordado para sobreviver. A fisiologia do organismo, mais nitidamente cardíaca e respiratória, é alterada e adaptada para reagir ao estado emocional e situacional que o indivíduo está inserido.

A observação e o estudo dessas reações e adaptações do SNA por meio das alterações fisiológicas são exploradas no campo da Psicofisiologia. O disparo dessas reações pode ser promovido por situações reais e por meio de tarefas cognitivas, que induzem a diferentes estados de atenção, concentração e tensão (SABB et al., 2008). A variação de dificuldade desses estados influencia os sinais fisiológicos e a comparação desses sinais fisiológicos tem se mostrado uma metodologia eficaz para identificar variação de carga cognitiva em tarefas cognitivas (CHARLTON, 2001; HAAPALAINEN et al., 2010).

A influência da intensidade de demanda sobre as respostas fisiológicas durante tarefas cognitivas, carga de trabalho e estresse é de interesse científico. Essa intensidade costuma ser controlada por estratégias de alternância, interrupção ou multiplicidade de tarefas como leitura de palavras, resolução de cálculos aritméticos e jogos de decisão (DALEY; WILLETT; FISCHER, 2014; HAAPALAINEN et al., 2010; ZHANG; YU; XIE, 2010), entretanto a multiplicidade de tarefas dificulta a comparação entre elas. A variação direta de dificuldade de uma tarefa é complexa, principalmente pela subjetividade envolvida na classificação de dificuldade, a qual não é padronizada entre os indivíduos

(IKEHARA; CROSBY, 2005; WILSON; RUSSELL, 2003). As estratégias para dificultar tarefas também abrangem por exemplo a duração e o idioma. Tarefas mais longas costumam ser consideradas mais trabalhosas e idiomas estrangeiros costumam ser mais complicados que o nativo.

Uma metodologia que costuma ser associada ao registro fisiológico são os questionários para classificação dos níveis de dificuldade pelo próprio voluntário. O problema dessa metodologia é a influência do desempenho do voluntário na classificação subjetiva de dificuldade. Muitas vezes um voluntário classifica uma atividade como difícil apenas por não ter sido bem sucedido na mesma, sendo esta uma falha relatada na literatura (DRACHEN et al., 2010; KIVIKANGAS et al., 2014). Por esse motivo, a associação do desempenho com os sinais fisiológicos tem sido realizada para avaliar dificuldade de uma tarefa (HAAPALAINEN et al., 2010; IKEHARA; CROSBY, 2005; MULDER, 1992). O desempenho em uma tarefa pode ser observado por número de acertos e erros, pontuação ou ainda tempo de execução da tarefa.

Uma ferramenta com capacidade de representar e simular tarefas cognitivas com diferentes intensidades de demanda cognitiva é o videogame. A utilização dessa ferramenta na literatura costuma ser aplicada na compreensão e comparação de padrões de resposta fisiológica em estado de repouso e em estados não saudáveis, principalmente de estresse e ansiedade (HERBELIN et al., 2002; PICARD, 2009; WIDJAJA et al., 2013). A utilização do videogame como ferramenta para simulação de diferentes níveis de dificuldade não é muito explorada. Alguns experimentos, como o de GUAN (2018), até utilizam o videogame com diferentes níveis de dificuldade, mas os voluntários não são expostos aos níveis de maneira homogênea pois a dificuldade do nível que joga depende do sucesso no nível anterior.

Portanto, ainda são poucos os trabalhos que conseguem definir a dificuldade de uma tarefa e são poucos que tentam fazê-lo por meio do videogame (DE SAMPAIO BARROS et al., 2018). Muitas dúvidas a respeito da influência fisiológica da dificuldade de uma tarefa permanecem em aberto e podem ser exploradas. Por esse motivo, o presente trabalho tem interesse em diferenciar e observar os níveis de dificuldade de um videogame simples por meio dos índices fisiológicos cardíacos, respiratórios e eletrodérmicos relacionados ao

SNA, comparando-os também ao estado de repouso, assim como avaliar as possíveis associações entre os sistemas cardiorrespiratório e de atividade eletrodérmica (EDA).

1.2 Objetivos

O objetivo geral deste trabalho é identificar a relação entre o grau de dificuldade de um jogo de videogame e a alteração das respostas cardiorrespiratórias e de condutância eletrodérmica induzidas por este videogame em indivíduos saudáveis.

Os objetivos específicos são:

- I. Avaliar as respostas cardiorrespiratórias e de EDA de indivíduos saudáveis induzidas pelos diferentes níveis de dificuldade do videogame
- II. Diferenciar os níveis de dificuldade com os índices fisiológicos das respostas avaliadas
- III. Calcular as possíveis correlações entre os índices fisiológicos das respostas avaliadas

II. Revisão da Literatura

II.1 Atividade do Sistema Nervoso Autônomo

O SNA, subdividido em entérico (SNAe), simpático (SNAs) e parassimpático (SNAp), inerva todo o corpo humano. Sua influência adaptativa age sobre os sistemas fisiológicos em função da demanda energética e de atividade de acordo com a situação em que o indivíduo está. As alterações fisiológicas mais percebidas pelo próprio indivíduo em situações de perigo e desequilíbrio são as frequências cardíaca, respiratória e sudorese. Essa maior percepção pode explicar a grande quantidade de trabalhos científicos com elaboração de hipóteses a respeito das variações cardiorrespiratórias e de condutância da pele e a influência do SNA.

O SNA inerva com as mesmas fibras nervosas as células sudoríparas e as células de atividade sudomotora da pele, responsáveis respectivamente pela produção de suor, ereção de pêlos e processos de reabsorção de sódio (DONCHIN; PORGES; COLES, 1986), cujo comportamento influencia a atividade eletrodérmica (EDA). A atividade sudomotora está diretamente associada à condutância eletrodérmica e conseqüentemente à EDA. As glândulas sudoríparas, quando cheias, conectam a pele a um tecido dérmico eletricamente mais ativo por meio de uma solução salina (suor) que incrementa a condutância da pele e é responsável por 50% da condutância eletrodérmica basal (EDELBERG, 1977). Indivíduos com bloqueio farmacológico ou congênito da inervação sudomotora apresentam abstenção de resposta eletrodérmica (EDR) (DONCHIN; PORGES; COLES, 1986) e as regiões com maior concentração de células sudoríparas ativas apresentam maior frequência de EDR.

Ativado por situações emotivas, como estresse, o SNA simpático incrementa a atividade sudomotora e conseqüentemente a condutância eletrodérmica alterando a EDA. Por essa razão, a condutância eletrodérmica é considerada uma medida indireta de ativação simpática do sistema nervoso (BOUCSEIN, 2012). Assim como em situações de estresse, durante a prática de atividades cognitivas observa-se o incremento dos valores de condutância (SHI et al., 2007).

O SNA inerva o nódulo sinoatrial do coração, que influencia a cronotropia cardíaca. No coração, a atuação simpática e parassimpática é antagônica, mas a neuroquímica não é simétrica, o que reflete em diferença de velocidade resposta. Essa velocidade está associada aos receptores e processos pós-sinápticos: o neurotransmissor liberado pelos neurônios do SNAp, a acetilcolina, é rapidamente degradado pela enzima acetilcolinesterase, o que torna a resposta parassimpática mais rápida que a simpática (BERNTSON et al., 1997). A atividade do SNA no coração é modulada pela demanda de oxigênio e respostas nervosas que podem intensificar a frequência cardíaca (FC) pela atuação do simpático e reduzir pela atuação do parassimpático.

O principal mecanismo de controle da FC é o barorreflexo arterial, no qual células nervosas sensíveis à pressão (barorreceptores) são distendidas quando a pressão arterial aumenta, enviando sinais ao bulbo que, via SNAp, desacelera o coração reduzindo sua força de contração (BAUMERT; JAVORKA; KABIR, 2015); quando a pressão arterial diminui agem de forma oposta (BAUMERT; JAVORKA; KABIR, 2015). Essa variabilidade da frequência cardíaca (VFC) é um processo natural, sendo possível observar a atuação do SNA no coração por meio de índices de dispersão e medida central (MOURÃO JÚNIOR; ABRAMOV, 2011). O aumento do esforço mental reduz a VFC, o que possibilita a utilização de seus índices como indicadores de esforço mental e estresse durante tarefas como processamento de informação, simulação, além de atividades de decisão (ROSCOE, 1992).

A atuação do SNA sobre a respiração, por sua vez, ocorre em situações extremas. Normalmente, o ritmo respiratório é gerado por neurônios do tronco cerebral e controlado por centros neurais no bulbo cerebral (FELDMAN; MITCHELL; NATTIE, 2003), mas o sistema respiratório tem alta capacidade de adaptação, plasticidade e é influenciado pelo sistema sensorial e cognitivo (BUONVISO et al., 2016). Quimiorreceptores pulmonares e arteriais são sensíveis à concentrações de O_2 e CO_2 e pH sanguíneo e repassam a situação ao centro respiratório bulbar (CRB), influenciando o comportamento ventilatório, sua frequência e amplitude (MOURÃO JÚNIOR; ABRAMOV, 2011).

O CRB é composto por dois grupos de neurônios nucleados: o grupo respiratório dorsal (GRD), também chamado centro inspiratório, e o grupo respiratório ventral (GRV), também chamado centro expiratório. O GRD controla o ritmo respiratório e o diafragma,

enquanto o GRV controla os músculos inspiratórios e expiratórios da parede torácica e diafragma e inibem o GRD (MOURÃO JÚNIOR; ABRAMOV, 2011). A respiração também é afetada por estados cognitivos e afetivos, podendo refletir a carga cognitiva. Entretanto, a variabilidade do sistema respiratório responde de forma distinta à variabilidade da tarefa: em alguns casos, o aumento de demanda reduz o período respiratório, já em tarefas que requerem atenção o período respiratório pode ser aumentado (GRASSMANN et al., 2016).

A ação do SNA sobre todos esses sistemas eletrodérmicos, cardíacos e respiratórios não acontece de maneira isolada, ocorrendo uma regulação conjunta dos sistemas. Estudos associativos do sistema cardiorrespiratório, por exemplo, são de longa data (BEAUCHAINE, 2001), mas a compreensão fisiológica da interação cardiorrespiratória não é completa e precisa ser explorada (BAUMERT; JAVORKA; KABIR, 2015). A Arritmia Sinusal Respiratória (ASR) é um fenômeno cardiorrespiratório que representa a vinculação entre ventilação pulmonar e o ritmo cardíaco (HIRSCH; BISHOP, 1981). Durante a expiração, a atuação do SNAp é intensificada, reduzindo a FC por meio da acetilcolina, enquanto na inspiração o SNAp é atenuado e a FC é intensificada (GROSSMAN; TAYLOR, 2007). Por esse motivo, a ASR é considerada um modulador da FC e um indicador de ativação do SNAp sobre o coração (BEAUCHAINE, 2001; DALEY; WILLETT; FISCHER, 2014; GALLETLY; LARSEN, 2001).

O fenômeno de ASR resulta de interações entre neurônios vagais cardíacos do núcleo ambiguus e o complexo preBotC, área do controle central da respiração (GARCIA et al., 2013; RITZ, 2009). A relação da ASR com o sistema baroreflexo ainda não é totalmente compreendida. Uma vertente considera o primeiro como sistema reflexo do segundo, mas outra vertente os julga independentes, embasada na incompatibilidade da demora do barorreflexo e da rápida variação dos intervalos dos batimentos cardíacos que o precedem (ECKBERG, 2009). Durante atividades cognitivas, a ASR costuma se reduzir. Entretanto, sua utilização como um indicador de dificuldade e carga cognitiva ainda não é apoiada pela literatura (MUTH et al., 2012).

II.2 Atividade Eletrodérmica

A condutância da pele reflete o tônus simpático e é utilizada para avaliar esforço cognitivo e de atenção (CRITCHLEY et al., 2000). Além de poder ser mensurada por métodos não invasivos, a dificuldade de controle de resposta pelo voluntário é uma das vantagens desse tipo de aquisição, reduzindo a alteração e mascaramento da resposta simpática. FENZ e EPSTEIN (1967) foram os primeiros a identificar que o SNA tem influência na resistência da pele, a qual varia em situações de estresse e ansiedade, sendo este conhecimento aplicado nos polígrafos. SCHWARTZ e ANDRASIK (2003) defendem que as alterações da EDA se dão tanto por estímulos físicos quanto psicológicos, podendo ser considerada um classificador de estresse e sendo o sinal biológico mais popular no estudo psicofisiológico humano (BOUCSEIN, 2012). As aplicações da EDA vão desde a detecção de administração de drogas (CARREIRO et al., 2014) e avaliação de dor (LEDOWSKI et al., 2007), até a avaliação de fobias (HERBELIN et al., 2002; SCHAEFER et al., 2014).

São três os métodos de medição da atividade eletrodérmica (EDA), sendo um endossomático de registro de diferença de potencial (d.d.p.) celular, que não é usual, e dois exossomáticos baseados em injeção de corrente e registro de d.d.p. (BOUCSEIN et al., 2012). O método mais aplicado é o de injeção de corrente contínua, que avalia a EDA pela condutância da pele (medida em siemens, S), a qual pode ser calculada pelo seu recíproco, a resistência elétrica da pele, normalmente em torno de 100 k Ω (JOHNSON, 1994). A EDA apresenta duas componentes distintas (Figura 1), a *skin conductance level* (SCL), chamada de resposta tônica, que varia pouco e demoradamente, e a *skin conductance response* (SCR), conhecida como respostas fásica, que varia rapidamente (CRITCHLEY et al., 2000). Dentro das SCR existem as que são consequência de um estímulo, chamadas de respostas eletrodérmicas (EDR) e que constituem a resposta de interesse da EDA, e as que representam alterações independentes de estímulo. As respostas específicas e não específicas costumam ser diferenciadas pelo valor de amplitude e observação do experimento (BOUCSEIN, 2012).

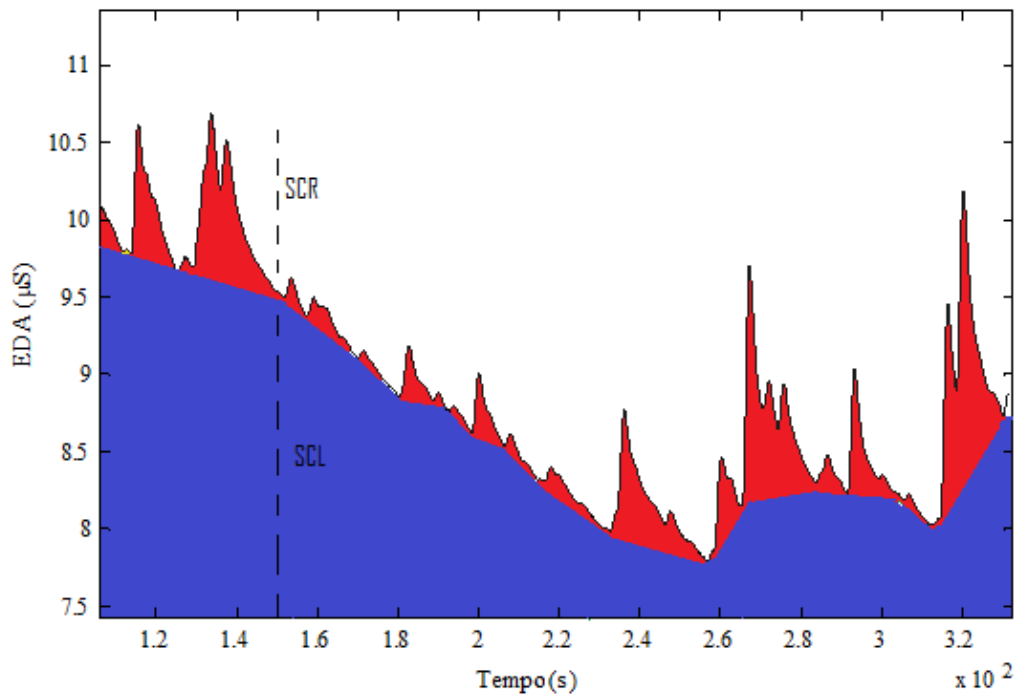


Figura 1: Componentes da Atividade eletrodérmica (EDA), a *skin conductance level* (SCL) com variação lenta e *skin conductance response* (SCR) com variação rápida.

Para análise do sinal de EDA, utilizam-se medidas de tendência central (média e mediana) e medidas de dispersão do sinal (desvio padrão), além de número total de EDR e amplitude de resposta. A amplitude, também chamada de magnitude, é a medida mais utilizada para caracterização de EDR (BOUCSEIN, 2012). Existem duas formas principais para calcular a amplitude de EDR, uma pela amplitude do pico subtraindo a SCL e outra pela diferença entre o valor de pico e do vale anterior (Figura 2).

Para a amplitude ser considerada uma resposta ao estímulo de uma tarefa a literatura define um valor mínimo (BOUCSEIN, 2012). Esse valor varia de autor para autor mas deve estar contido na faixa entre $0,01 \mu\text{S}$ (LYKKEN; VENABLES, 1971) e $0,1 \mu\text{S}$ (EDELBERG, 1977). A regra geral é empregar o menor valor de amplitude permitido pela instrumentação e observar o tempo de resposta, quando possível, evitando registros de SCR não relacionados ao estímulo como EDR. BLAIN (2008), por exemplo, considerou EDR apenas as SCR com amplitudes mínimas de $0,05 \mu\text{S}$ e tempo de resposta de até 5 s. Outro

método de quantificação da EDR é a observação das características temporais do EDR como tempo de subida e recuperação do nível basal (Figura 2) (MONCADA; DE LA CRUZ, 2011).

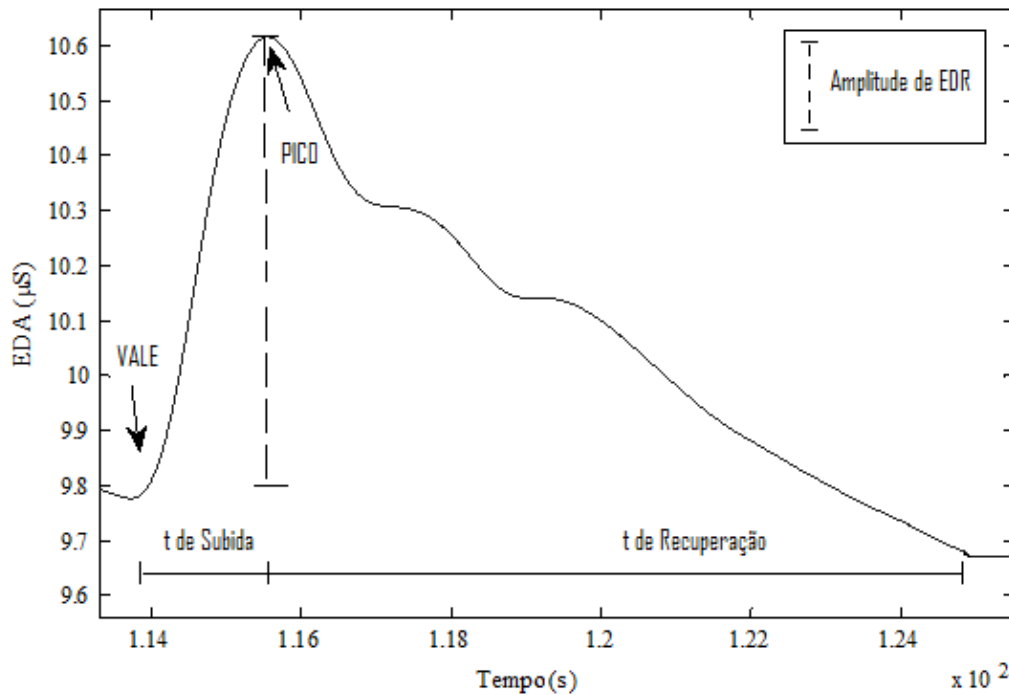


Figura 2: Fragmento de sinal de EDA para observação de uma EDR e suas características principais. No exemplo o tempo de subida foi aproximadamente 1,8 s, tempo de recuperação 8 s e a amplitude de EDR foi de 0,8 µS.

Cada indivíduo apresenta valores distintos de EDA basal inicial e intensidade de resposta a estímulo, conhecida na literatura como variação interindividual. A associação entre intensidade de estímulo e responsividade não é simples pois os indivíduos podem ser hiper- ou hipo-responsivos, podendo apresentar uma quantidade elevada de respostas em seu sinal eletrodérmico, ou ainda uma pouca quantidade com valores de amplitude incrementados. Essa variação de resposta está associada às diferenças fisiológicas principalmente da pele, como densidade de glândulas sudoríparas, mecanismos de produção e reabsorção de suor e hidratação da pele (BOUCSEIN, 2012; EDELBERG, 1968). A pele, quando seca, apresenta impedância elevada que dificulta a passagem de corrente elétrica, tendo baixa condutância. Entretanto, em presença de suor, composto por uma solução

iônica de Ca^{++} , Cl^- , Mg^+ , K^+ , Na^+ (VERDE et al., 1982), a pele tem a condutância incrementada (MOURÃO JÚNIOR; ABRAMOV, 2011). É necessário conhecer o padrão de resposta individual, de cada voluntário para fazer uma comparação correta das variações eletrodérmicas (LAJANTE et al., 2012).

A comparação de EDR entre voluntários sob mesmo estímulo demanda portanto uma etapa de padronização (STORM et al., 2002), como a subtração do valor de linha de base do sinal de EDA seguida pela divisão do resíduo pela média de linha de base (HEALEY; PICARD, 2005), ou transformar as amplitudes de EDR em proporção de resposta na qual o valor mínimo corresponde a 0% e o máximo a 100%. A dificuldade desta última padronização está na identificação do valor máximo, que não costuma ser atingido em um ambiente experimental (BOUCSEIN, 2012). Poucos estudos consideram as diferenças interindividuais (STORM et al., 2002), sendo que a maioria aponta essa diferença como limitação (VAN DER LEE et al., 2016) ou simplesmente a ignoram, o que torna a escolha de uma padronização que permita a comparação dos resultados com a literatura o principal desafio.

Devido à dificuldade de identificação da valência hedônica, que é a atratividade intrínseca positiva (valência positiva) ou aversão (valência negativa) a um evento ou objeto, do estímulo pela EDA, a literatura exige registro simultâneo de outros sinais, como o cardíaco. A melhor região para registro da condutância da pele é nas extremidades corporais (pés e mãos) por possuírem maior concentração de glândulas sudoríparas, sendo indicadas as mãos quando há o registro de mais de um sinal fisiológico (BOUCSEIN et al., 2012; MOURÃO JÚNIOR; ABRAMOV, 2011) e permitidas regiões corporais alternativas quando essas extremidades não estão disponíveis (VAN DOOREN; DE VRIES; JANSSEN, 2012).

A movimentação mecânica altera o registro de EDA, por essa razão, escolhe-se para registro a mão não dominante, que costuma ser menos movimentada pelo indivíduo (GOLDSTEIN; SANDERS, 1998). Uma preparação como a lavagem das mãos, utilização de cremes ou higienização com álcool pode ressecar ou hidratar a pele e alterar sua condutância antes do experimento sendo recomendada a medição na pele *in natura* (LAJANTE et al., 2012). A adição de gel é permitida e recomendada pois o gel incrementa

a condutância, mas é necessário um tempo para o corpo absorver um pouco do gel e o meio ficar isotônico entre pele e eletrodo (LAJANTE et al., 2012).

11.3 Atividade Cardíaca

A atividade bioelétrica do coração produz campos elétricos que induzem diferenças de potenciais, as quais podem ser identificadas na superfície corporal com o posicionamento de eletrodos (NORMANN, 1988). A decomposição vetorial do potencial apresenta derivações (TOCCHIO, 1986), que são denominadas periféricas, que registram a ddp dos membros periféricos, e precondiais que registram a ddp próxima à posição anatômica do coração.

A faixa de frequência do ECG clínico está entre 0,05 e 100 Hz e a faixa de amplitude entre 0,05 mV e 3 mV (PASTORE et al., 2009). Um ciclo completo cardíaco é identificado do início de uma onda P até a próxima (HALLAKE, J., 1994). Como a detecção da onda P é difícil, a literatura identifica o ciclo cardíaco pelo componente de maior amplitude do ECG nas derivações periféricas, pico R, compreendido entre 0,5 mV e 1,5 mV (NORMANN, 1988; SHARMA et al., 2006). O intervalo entre dois picos R (iRR) é o padrão de identificação dos ciclos cardíacos (Figura 3), que em repouso estão entre 70 a 80 ciclos por minuto (MOURÃO JÚNIOR; ABRAMOV, 2011). A observação de iRR, permite a obtenção de parâmetros cardíacos que representem a VFC.

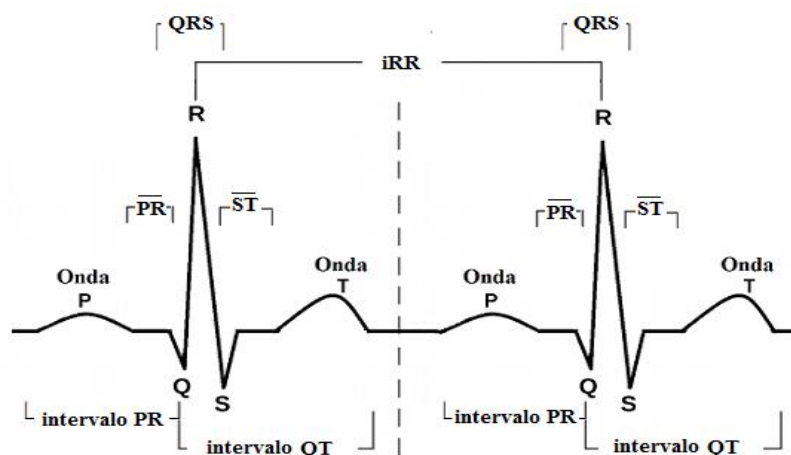


Figura 3: Diagrama esquemático da DI do ECG representando dois ciclos cardíacos. Registro do ECG identificado por letras de P a T iRR marcado.

II.3.1 Variabilidade da FC

A VFC, como dito anteriormente, é a variação da FC entre cada par de batimentos normais do coração em determinado intervalo de tempo e a análise da VFC pode ser realizada no domínio do tempo ou no domínio da frequência. No domínio do tempo, os índices de VFC se dividem em dois grandes grupos, os que se baseiam nos valores iRR normais (iNN) de maneira global, ou seja, os iNN individualmente e seus valores centrais (média e mediana) e valores de dispersão (SDNN) e os que comparam iNN consecutivos (RMSSD e pNN50).

O RMSSD (equação 1) é definido como a raiz quadrada da média dos quadrados das diferenças dos iNN consecutivos, o SDNN (equação 2) é o desvio padrão dos iNN com um valor médio e o pNN50 (equação 3) é a porcentagem de iNN que apresentam uma diferença superior a 50 ms (TFESCNASP ELECTROPHYSIOLOGY, 1996). A representação gráfica dos iNN com relação ao tempo, nomeada tacograma (Figura 4), apresenta um fenômeno ondulatório composto pelas flutuações cardíacas que tem uma periodicidade.

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N (|iNN_i - iNN_{i+1}|)^2} \quad (1)$$

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{(N-1)} \cdot \sum_{i=1}^N (|iNN_i - \overline{iNN}|)^2} \quad (2)$$

$$pNN50 = \frac{\#\Delta iNN_{50}}{N} \quad (3)$$

onde N é o número total de iNN; \overline{iNN} valor médio de iNN; iNN_i intervalo i ; $\#\Delta iNN_{50}$ o número total de iNN_{50} .

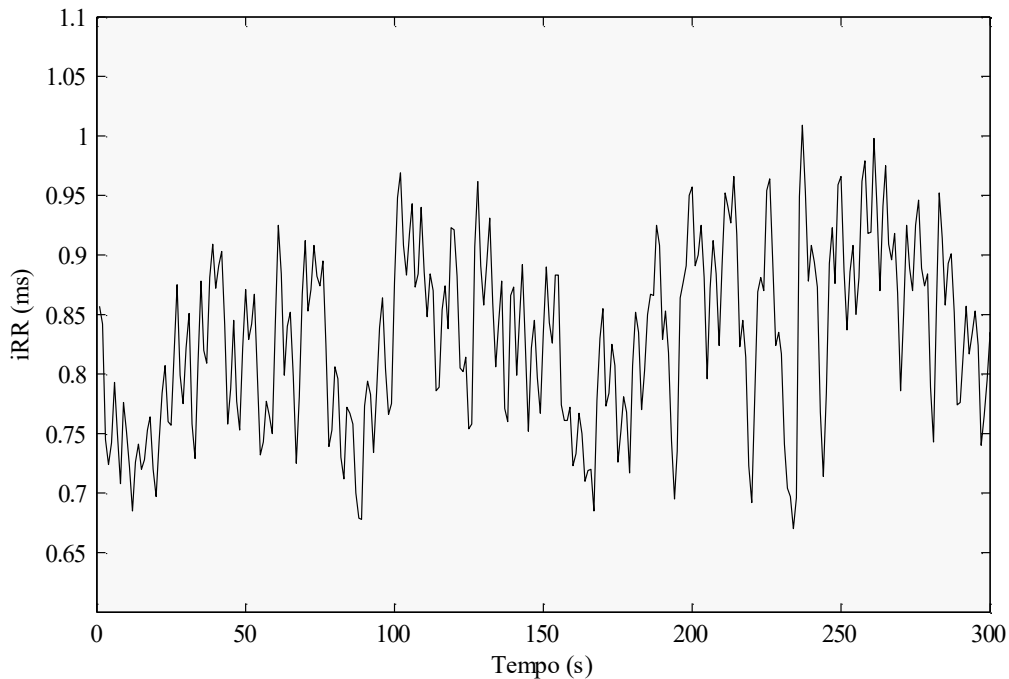


Figura 4: Tacograma com intervalos entre picos R normais (iRR) por 5 min. Os intervalos variam entre 0,6 e 1 ms.

II.4 Atividade Respiratória e Cardiorrespiratória

O período respiratório (PR) e seu recíproco, a frequência respiratória (FR), são indicadores da atividade respiratória de interesse na psicofisiologia. O PR já foi correlacionado à ASR como diretamente proporcional (CALABRESE et al., 2000; GROSSMAN; TAYLOR, 2007; HIRSCH; BISHOP, 1981; LARSEN et al., 2010), porém os mecanismos de contribuição da respiração na ASR não são completamente compreendidos. As relações cardiorrespiratórias são complexas e o mecanismo de influência respiratória ainda precisa ser explorado (COOPER; CLUTTON-BROCK; PARKES, 2004). Alguns trabalhos defendem não existir correlação entre o PR e a ASR durante respiração espontânea (DENVER; REED; PORGES, 2007).

De acordo com as diretrizes para testes de função pulmonar, existem duas grandes categorias de medição de volumes e vazão respiratórios, aqueles que medem diretamente o volume de gás e os que medem diretamente a vazão de gás (PEREIRA, 2002). Dentre os

que medem diretamente a vazão estão os pneumotacômetros ou pneumotacógrafos, e os espirômetros baseados em vazão. O primeiro pneumotacógrafo foi descrito por Fleisch em 1925 e mede a vazão por diferença de pressão através de uma resistência muito baixa (PEREIRA, 2002).

No presente trabalho, os valores positivos do sinal de vazão respiratória representaram a inspiração e os valores negativos a expiração (Figura 5), da mesma maneira que trabalhos anteriores do Laboratório de Engenharia Pulmonar da Universidade Federal do Rio de Janeiro. O sinal de inspiração e o de expiração seguidos representam um ciclo respiratório completo, que pode ser demarcado pelo instante inicial de duas inspirações.

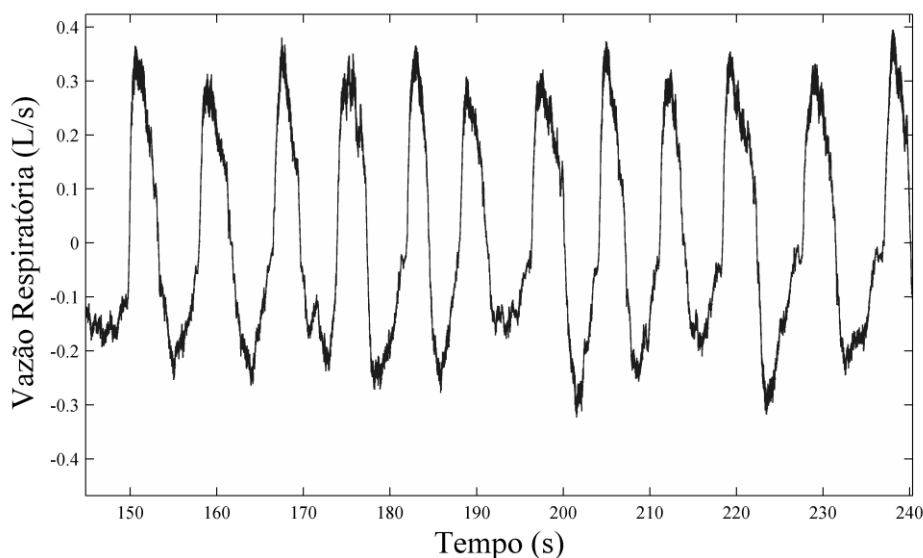


Figura 5: Sinal de Vazão respiratória, valores positivos representam a inspiração e valores negativos a expiração. Gráfico apresenta 12 ciclos respiratórios.

Para a compreensão da integração cardiorrespiratória é necessária a sincronização do sinal cardíaco e ventilatório, com observação dos sinais de ECG e de vazão respiratória no domínio do tempo (Figura 6). O fenômeno cardiorrespiratório de ASR pode ser observado pelo comportamento dos batimentos cardíacos, dentro de cada ciclo respiratório.

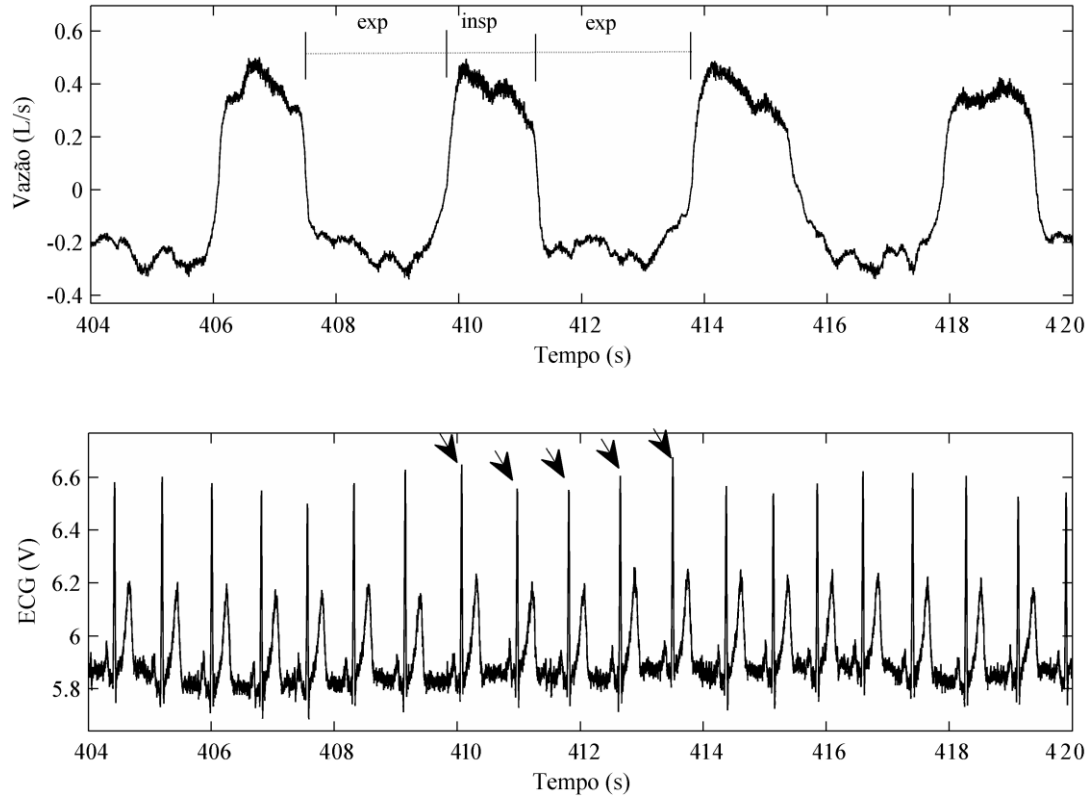


Figura 6: Sinal ventilatório (acima), com períodos expiratórios (exp) e inspiratórios (insp) destacados. Sinal cardíaco (abaixo) com picos de onda R, referentes a um ciclo respiratório (insp e exp), destacados por setas.

II.4.1 Arritmia Sinusal Respiratória

Características como a amplitude da ASR são comumente observadas pela variação dos iRR dentro de cada ciclo respiratório ou cada fase (períodos inspiratórios e expiratórios) do ciclo respiratório (GROSSMAN; VAN BEEK; WIENTJES, 1990), como o valor médio da diferença do maior e menor iNN dentro de cada ciclo respiratório (ASR1, equação 4), ou ainda a diferença dos iNN médios (\overline{iNN}) inspiratório ($insp_{\overline{iNN}}$) e expiratório ($exp_{\overline{iNN}}$) de etapas diferentes de experimentos (ASR2, equação 5).

$$ASR1 = \frac{1}{N_{ciclos}} \sum |iNN_{máx} - iNN_{min}| \quad (4)$$

$$ASR2 = insp_{\overline{iNN}} - exp_{\overline{iNN}} \quad (5)$$

Como dito anteriormente, para a análise de ASR é necessária a observação do registro eletrocardiográfico durante cada ciclo respiratório, sendo necessários pelo menos dois iRR em cada ciclo respiratório. O cálculo de ASR é comumente feito no domínio do tempo e no domínio da frequência, existindo um terceiro domínio, denominado domínio de fase (GILAD et al., 2005). Essa última abordagem resulta em um índice de padrão de ASR baseado nos iNN dentro dos ciclos respiratórios (Figura 7).

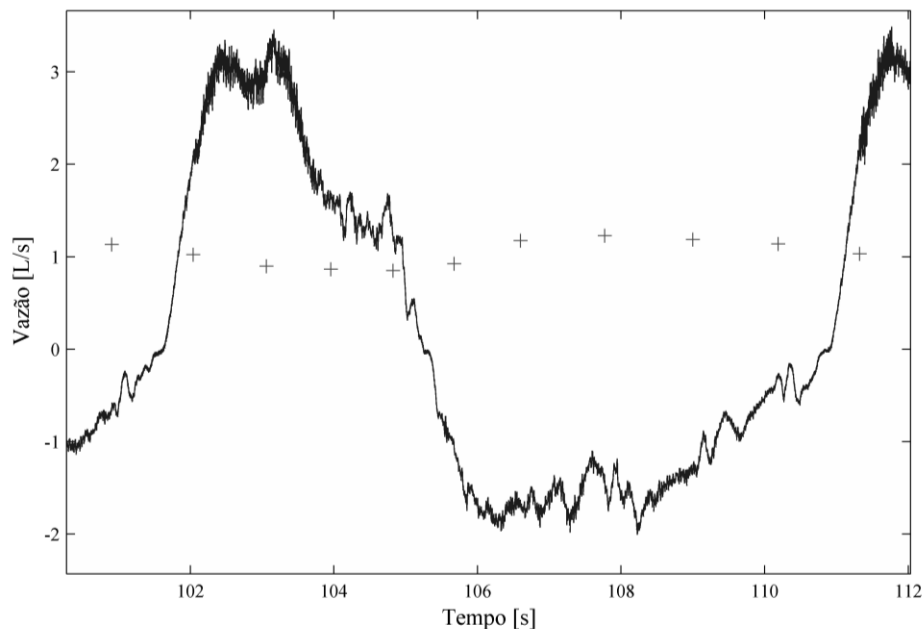


Figura 7: Batimentos cardíacos "+" dentro de um ciclo respiratório.

O cálculo de Padrão de ASR para cada ciclo respiratório é feito pela interpolação por *spline* cúbica dos iNN dentro do ciclo, representado por 2π radianos de fase (GILAD et al., 2005). A interpolação é um método matemático que define uma função, no caso a função de terceiro grau *spline* cúbica, que passe por todos os pontos de um conjunto de dados discretos, no caso os iNN (Figura 8). Depois, um valor médio de padrão de ASR é calculado para todos os ciclos e mantidos 80% dos valores de Padrão de ASR mais próximos em fase e amplitude ao valor médio (GILAD et al., 2005).

Não estão estipulados valores saudáveis de ASR; valores elevados em estado de repouso indicam capacidade de adaptação do indivíduo a ambientes estressores reduzindo os valores de ASR e a resposta parassimpática cardíaca (CHANG et al., 2015; GROSSMAN; SVEBAK, 1987; PRICE; CROWELL, 2016; ZHANG; YU; XIE, 2010). A

ASR não pode ser considerada indicador puro da atividade parassimpática já que a influência parassimpática, apesar de ser majoritária, não é exclusiva (RITZ, 2009). Experimentos comparando respiração espontânea e ventilada confirmam relação entre a ASR e os índices respiratórios de FR e PR (HIRSCH; BISHOP, 1981; LARSEN et al., 2010), em que o aumento na ASR é observado como resultado do aumento do PR (CALABRESE et al., 2000).

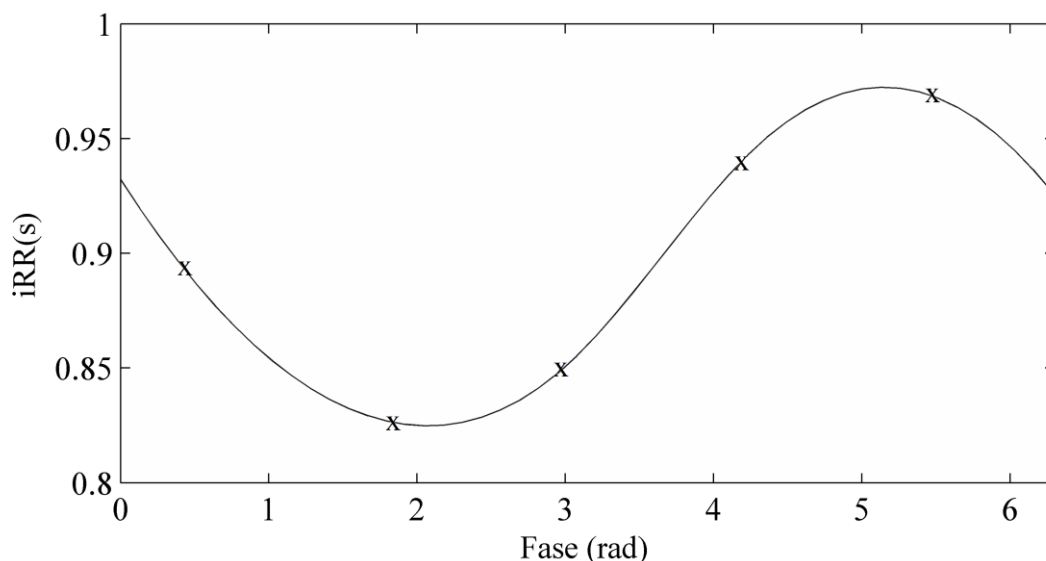


Figura 8: Exemplo de interpolação spline cúbica dos iRR originais ocorridos durante um ciclo respiratório marcados como “x”.

Fenômenos como de controle de pressão arterial, a redução brusca da FC (bradicardia) inalação de CO₂ dissociam o ASR do tônus vagal (RITZ, 2009). Durante atividades que exercem alta concentração, pode ocorrer inibição da respiração, hipóxia, que altera a função autonômica do coração (WANG; PERRY, 2006; ZHANG; YU; XIE, 2010). Em casos opostos de hiperventilação, a redução da concentração de CO₂ no sangue (hipocapnia) reduz a ASR como um mecanismo de compensação de carga ventilatória (CALABRESE et al., 2000; COOPER; CLUTTON-BROCK; PARKES, 2004).

11.5 Videogame Como Tarefa Cognitiva

O primeiro videogame, Spacewar, foi desenvolvido em 1962 pelo MIT (KING, 2002) e sua utilização em estudos científicos começou em 1976 (VAN DER VIJGH et al., 2015).

A interatividade dos jogos é explorada nas interações emocionais, cognitivas e fisiológicas proporcionadas pelo videogame. Jogos que exigem concentração são aplicados para manter pacientes imóveis durante exames complexos (HAMLET et al., 2016), para distrair pacientes que estão em terapias e tratamentos exaustivos (GOVENDER et al., 2015), e ainda usados para treinar funções fisiológicas como a respiração e movimentação. É cada vez mais comum o surgimento de estratégias de ensino, escolar e acadêmico, assim como treinamentos de controle emocional e funcional, que usam os videogames para testar conhecimentos e simular situações que os profissionais poderão enfrentar no seu dia-a-dia (BOUCHARD et al., 2012). Muitas dessas estratégias utilizam o *affective gaming*, no qual os sinais biológicos em tempo real manipulam o jogo alterando características como velocidade do personagem, volume da trilha sonora ou ainda transformados em bonificações e vantagens caso o jogador consiga estabilizá-los (CHAMPION; DEKKER, 2011; RANI; LIU; SARKAR, 2006).

Uma utilização do videogame em ascensão na comunidade científica é a resposta fisiológica ao estresse (VAN DER VIJGH et al., 2015), avaliada pelos sinais biológicos como resposta cardiorrespiratória (CHANG et al., 2015), condutância da pele (RAVAJA et al., 2008; SHARMA et al., 2006), atividade muscular (KIVIKANGAS et al., 2014) e concentrações de cortisol (HÉBERT et al., 2005; SHARMA et al., 2006). Indivíduos submetidos a estresse mental por tarefas de atenção e cálculos aritméticos apresentaram aumento das FC e FR (WIDJAJA et al., 2013) e a sincronização cardiorrespiratória é incrementada durante a exibição de imagens que causam excitação emocional (VALENZA; LANATÀ; SCILINGO, 2012), atividades cognitivas e prática de exercícios (TURNER; CARROLL, 1985). SHARMA et al. (2006) constataram incremento significativo dos valores médios da EDA e da FC dos voluntários estressados por videogame. A concentração no jogo pode inibir alguns movimentos como por exemplo o de respirar (WANG; PERRY, 2006) e a hipóxia decorrente leva a alterações na função autonômica do coração (ZHANG; YU; XIE, 2010).

De maneira geral, a literatura costuma desconsiderar a influência da dificuldade da tarefa no processo fisiológico, mas alerta sobre sua possível influência e dificuldade de determinação (WILSON; RUSSELL, 2003). Observações pontuais de trabalhos científicos a respeito da variação de carga de trabalho, podem ser considerados tentativas de

incremento de dificuldade e indicam mudanças cardiorrespiratórias (WILSON, 1992) que podem fornecer uma medida do nível de carga de trabalho associadas à tarefa. Alguns estudos cardiorrespiratórios sugerem a inclusão de avaliação e mensuração dos níveis de dificuldade (DINIZ, 2010), fatos que direcionam a pesquisa científica para novas perspectivas e abordagens.

Pesquisas com aumento de dificuldade de tarefas em simulações de voo, direção e navegação mostram redução da VFC, que apesar de ser utilizado como indicador de esforço mental (ROSCOE, 1992) não parece ser um bom indicador de variação de dificuldade (WILSON, 1992). Além disso, apesar de parecer existir correlação entre a dificuldade da tarefa e a EDA ela ainda não foi confirmada devido a falhas na medição de dificuldade (FRIJDA, 1986).

Para se obter níveis de dificuldade bem definidos, é necessário que o jogo seja simples, com a menor quantidade de elementos paralelos possível e o nível de dificuldade da tarefa pode ser associado à quantidade de obstáculos e desafios propostos no jogo (AVERTY et al., 2004). O próprio ato de jogar, assim como a motivação, trazem alterações fisiológicas, que são intensificadas com a competição intrínseca, o controle do tempo e o nível de interatividade do jogo (KIVIKANGAS et al., 2014; SANDERS et al., 2012).

II.6 Positive and Negative Affect Schedule

A pesquisa sobre o estado emocional foi intensa na década de 80, resultando em duas dimensões, afetos, para a avaliação emocional. A primeira representa estado de atratividade, *positive affect* (PA), e a segunda representativa dos estados de humor aversivos, *negative affect* (NA) (WATSON; CLARK, 1988; WATSON; TELLEGEM, 1985).

Valores elevados de PA representam energia, concentração, engajamento e baixos valores representariam desinteresse, desânimo. Baixos valores de NA significam estado de calma. A variação desses valores positivos e negativos podem ser indicativos de doenças relacionadas ao estado emocional. Valores elevados de NA aparentam ter relação com ansiedade e depressão, e valores reduzidos de PA com a depressão (WATSON; CLARK, 1988). A variação dos valores pode ser explicada também pelo ciclo circadiano como defendido no trabalho de CLARK (1989).

Watson e Clark (1994), com o objetivo de condensar a análise emocional, criaram a escala de Afeto Positivo e Negativo (PANAS), composta por 10 itens de PA e 10 itens de NA. PANAS é apresentado como um meio confiável, válido e eficiente para dimensionar os afetos do humor, tendo estabilidade em análises em longo prazo, apresentando-se melhor que as escalas pré-existentes em curto prazo, apesar de ser sensível a flutuações de humor quando usada para períodos curtos como “agora” ou “hoje” (WATSON; CLARK; TELLEGEN, 1988).

A escala PANAS passou por traduções nas mais diversas línguas, sendo utilizada na pesquisa em vários países. CARVALHO (2013) validou a tradução brasileira do PANAS, confirmando a hipótese de confiabilidade do mesmo as duas dimensões emocionais (PA e NA), conferindo confiabilidade à versão brasileira que tem pontuação do PANAS estado variando de 10 a 50 para cada afeto (PA e NA).

III. Materiais e Métodos

O projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa por meio da plataforma Brasil, como indicado pela Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Ética em Pesquisa, assegurando todos os direitos dos voluntários participantes da pesquisa. O projeto foi aprovado no mês de abril de 2017 com número CAAE 67029817.5.0000.5257 (Anexo I).

III.1 Convocação e Seleção de Voluntários

Os voluntários foram convidados a participar da pesquisa, sendo abordados no próprio Centro Tecnológico (CT) da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ). O convite trouxe uma primeira explicação da pesquisa, critérios de inclusão principais (sexo e idade) e o contato para agendar a participação. Foi encaminhado ao voluntário um guia pré-teste com informações de dia e horário agendados, endereço do laboratório, telefone do pesquisador e instruções pré-experimentais solicitando que não consumissem café e álcool.

Os candidatos responderam a questionários relativos aos critérios de inclusão e exclusão (Anexo II) e a escala de Afeto Positivo e Negativo (PANAS, Anexo III), cujo preenchimento foi solicitado antes do início do experimento, juntamente com o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE, Anexo IV). Entre os critérios de inclusão estavam a pertinência ao sexo masculino e faixa de idade de 18 a 30 anos; e os de exclusão: pertencer aos demais sexos, portar doenças cardiorrespiratórias, consumir medicamentos ou substâncias que atuem sobre o sistema nervoso, apresentar deficiência psíquica ou motora que impossibilitaria a realização do experimento. Dentre as outras perguntas estavam o consumo de café ou estimulantes.

A exclusão do sexo feminino na pesquisa se deve à influência fisiológica do ciclo hormonal e menstrual nos sinais fisiológicos, principalmente da variação das características da pele como hidratação e oleosidade, que alteram as propriedades de condutância da pele (BOUCSEIN, WOLFRAM, 2012), além de alteração na sensibilidade e reatividade emocional, que influenciariam as conclusões do experimento (CARRILLO et al., 2001).

O candidato que respondeu positivamente a pelo menos uma questão de exclusão não foi impedido de realizar o experimento, entretanto os dados gerados não foram utilizados no estudo e o voluntário foi informado que seus dados serviriam apenas para teste piloto. Antes do experimento foi identificada a mão dominante (se o voluntário é destro ou canhoto) e, após o jogo, algumas perguntas adicionais foram feitas oralmente como o conhecimento prévio de jogo, tempo que se dedica a prática de videogame, classificação e descrição do dia anterior e corrente, como estressante ou não. Foi conferida e corrigida o conforto a temperatura da sala antes do experimento.

III.2 Experimento

A literatura indica um período de adaptação, entre 15 e 20 min, para que os participantes se ambientem, se acomodem e tenham seus sinais fisiológicos estabilizados antes do registro dos sinais (LINDEN; MCEACHERN, 1985). No presente trabalho, esse período adaptativo foi alcançado durante o preenchimento dos questionários e do TCLE. Em seguida, o voluntário foi acomodado em uma cadeira e todos os equipamentos e sensores relativos ao estudo foram posicionados.

Para padronizar a explicação do experimento, foi exibido a todos os voluntários um mesmo vídeo tutorial, no qual as instruções, previamente redigidas em texto, foram convertidas em áudio pelo conversor *online* gratuito SOAR (2017). Após a resolução de dúvidas, quando existentes, foi iniciado o registro contínuo dos sinais cardiorrespiratórios, de EDA e som.

O experimento teve tempo total de 29 min composto por três etapas de jogo intercaladas por quatro etapas de repouso. Cada etapa de jogo representou um nível de dificuldade com duração de 5 min. Em todas as etapas de repouso o voluntário realizou uma atividade de concentração leve, observação de uma cruz branca em um fundo preto, que auxiliou na estabilização do sinal e na redução do tempo de registro (HASTRUP, 1986; JENNINGS et al., 1992). O repouso inicial, para obtenção basal e conhecimento da individualidade dos sinais de cada participante (KELSEY et al., 1999), foi de 5 min, e os demais repousos para retorno basal foram de 3 min (CHANG et al., 2015; RAVAJA et al., 2008; VAN DER VIJGH et al., 2015) (Figura 9).

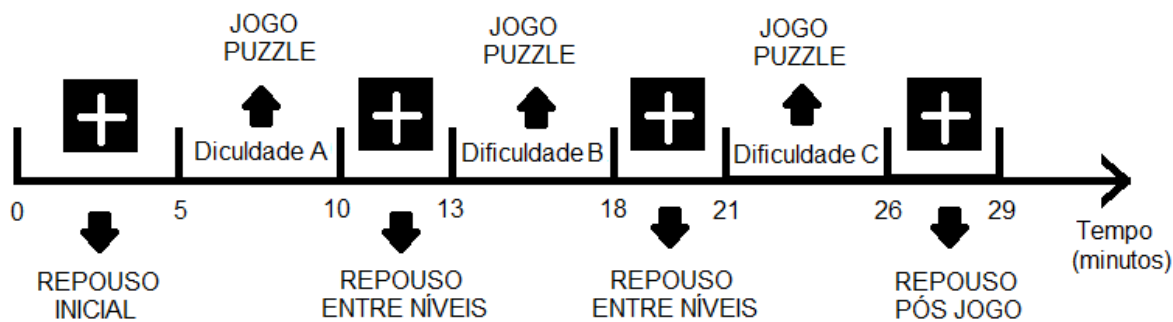


Figura 9: Organização temporal do experimento. Observação de uma fixação (cruz branca) nos repousos e jogo tipo *puzzle* com 3 níveis de dificuldade

O jogo selecionado para esse experimento foi o *Gemgem*, um jogo do tipo quebra-cabeças, categoria já observada na literatura como intensificadora da FC (VAN DER VIJGH et al., 2015). O processo de escolha do jogo foi complexo e determinado por duas razões principais: a escolha de um jogo com a menor quantidade de elementos paralelos e variáveis (AVERTY et al., 2004), a fim de controlar ao máximo o nível de dificuldade entre os jogadores de forma que cada nível de dificuldade fosse padronizado entre eles; e a escolha de um jogo que demandasse apenas uma das mãos, por conta da instrumentação para registro de sinais.

Dessa forma, tentou-se reduzir ao máximo as questões de aleatoriedade e determinação do jogo, removendo-se as outras variáveis e estímulos como música, escolhas e caminhos, o que proporcionou facilidade de controle de dificuldade, por parte do programador. Também havia a preocupação em escolher um jogo com curto período de duração, evitando um experimento cansativo. O objetivo do jogo é organizar gemas idênticas em linhas vertical ou horizontal que estão embaralhadas e que quando alinhadas com suas similares desaparecem, embaralhando o tabuleiro novamente. Os movimentos no jogo são controlados pelo mouse e limitam-se a trocas de duas em duas gemas vizinhas e o jogo termina quando não é possível fazer qualquer correspondência no tabuleiro.

O código fonte do jogo originalmente aberto e disponibilizado por SWEIGART (2011) foi adaptado pelo Laboratório de Instrumentação Biomédica da Universidade Federal do Rio de Janeiro. A variação dos graus de dificuldade foi feita pela perda de saturação das gemas, que começam coloridas depois com uma cor menos saturada e no nível de maior dificuldade ficam preto e branco (Figura 10). A perda de saturação torna a

identificação de padrões mais difícil o que provavelmente gera níveis de estresse ao voluntário.

As etapas de jogo corresponderam a três níveis de dificuldade, cada nível com cinco partidas de um minuto, e todos os voluntários iniciaram o experimento pela fase Tutorial (T). A ordem das fases seguintes foi determinada por sorteio, tendo metade dos voluntários jogado na ordem crescente de dificuldade e metade jogado a fase intermediária, chamada dessaturada (DS), por último. A pontuação e tempo restante de cada etapa aparecia na parte superior da tela do jogo e ao final da prática de cada nível a pontuação total no nível de dificuldade era exibida ao voluntário. Para validar a existência de três níveis de dificuldade, foram feitas as análises de desempenho comparando estatisticamente as pontuações em cada um dos níveis, além da análise subjetiva na qual o voluntário classificou ao final do experimento os níveis jogados por dificuldade.

O jogo foi programado para reproduzir, ao mesmo tempo, um som a 100 Hz, inaudível para participante, e um a 500 Hz, audível e informativo ao voluntário, para demarcar início e término do jogo, além de cada movimento feito pelo jogador. O som na frequência de 100 Hz foi registrado junto com os demais sinais fisiológicos pelo sistema de aquisição. A pontuação também foi registrada em um arquivo texto com as coordenadas dos movimentos validos e inválidos. O registro dessas informações facilitou a visualização da relação de causalidade do nível de dificuldade do jogo e as alterações fisiológicas.



Figura 10: Fases do Gemgem, sequenciadas da esquerda para a direita do nível tutorial ao mais difícil. Na fase tutorial, destaque das gemas idênticas para ajudar o voluntário.

III.3 Instrumentação

Os sinais fisiológicos de atividade respiratória, cardíaca e eletrodérmica foram registrados continuamente e adquiridos pela placa de aquisição conversora analógico-digital NI6009 (NATIONAL INSTRUMENTS, 2016) numa taxa de 1000 Hz no modo diferencial, 14 bits (Figura 11 e Figura 12).

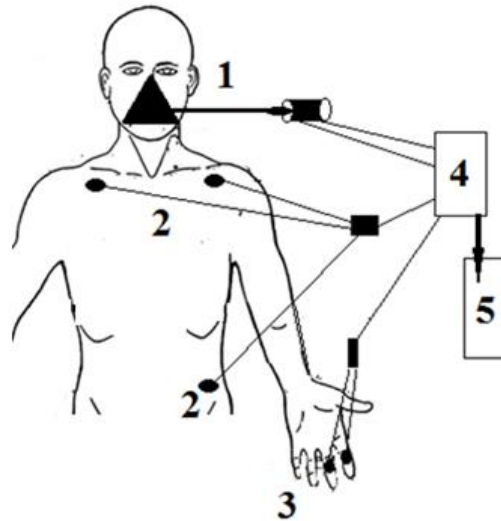


Figura 11: Posicionamento dos equipamentos de captação. Máscara e pneumotacógrafo (1); Eletrodos do ECG (2); Sensores de EDA e Biopac (3). Sinais adquiridos pela placa de aquisição conversora analógico digital (4) que é por fim ligada ao computador (5).



Figura 12: Fotos dos equipamentos: máscara e pneumotacógrafo (1); Eletrodos do ECG (2); Sensores de EDA e Biopac (3). Sinais adquiridos pela placa de aquisição conversora analógico digital (4) e programa de aquisição de dados Data Acquisition System (5).

A captação do sinal de EDA foi realizada por um sensor de condutância da pele (modelo MP100 + EDA100C, Biopac®, EUA) com ganho nominal de $10 \mu\text{S} / \text{V}$ e eletrodo bipolar posicionado na falange medial da mão não dominante dos dedos indicador e médio (MALMIVUO; PLONSEY, 1995). A medição foi feita por diferença de potencial com dois eletrodos de Ag/AgCl de aproximadamente 1 cm^2 , presos em tiras de Velcro para evitar sua movimentação durante o experimento. Foi adicionado gel condutor (Mercur®, Brasil) entre a pele e o eletrodo para melhorar a condutividade.

Para registro da atividade cardíaca foi adquirido um sinal contínuo com um monitor de ECG (modelo TC500, Ecafix, Brasil), posicionando-se dois eletrodos (modelo KENDAL EG200, Medi-trace) próximos a clavícula e um de referência no osso direito da bacia, registrando-se a d.d.p. entre os eletrodos, amplificada e filtrada pelo monitor.

Para a detecção de atividade respiratória, a instrumentação foi composta por uma máscara facial e um pneumotacógrafo (modelo 155362, Hamilton Medical, Suíça). A máscara facial foi higienizada sempre ao fim do experimento, utilizando água e sabão neutro para uma primeira limpeza e imersão por meia hora em solução de hipoclorito de sódio 1% (CORPO DE BOMBEIROS MILITAR, 2014), amplamente utilizado e considerado eficaz para o propósito (PEREIRA et al., 2015).

Além dos sinais fisiológicos, o sinal de som foi captado simultaneamente. Para o registro do sinal sonoro, o fio que leva o som do computador, no qual o jogo estava sendo reproduzido para uma das caixas de som, foi ligado diretamente à placa de aquisição. A emissão de 100 Hz identificou os instantes de início, cada nível e fim de jogo.

III.4 Calibração e Processamento

Para calibração e captação foi utilizado o programa de aquisição e processamento de sinais *Data Acquisition System* – DAS (PINO et al., 2004). Inicialmente foram identificadas as linhas de base de todos os sinais; em seguida, realizou-se a calibração, determinada por reta de calibração, para o EDA, e por polinômio de terceiro grau (GIANNELLA-NETO et al., 1998), para a vazão respiratória, obtidos com os dados de entrada conhecidos. Essas funções de calibração eram salvas e utilizadas para calibrar a unidade real dos sinais, que são representados por tensões elétricas de saída de amplificadores (PINO et al., 2004). A

característica de interesse do ECG é apenas o instante de ocorrência dos picos de onda R, portanto esse sinal não foi calibrado (PASTORE et al., 2009).

Cada voluntário gerou um arquivo completo com todos os sinais, que foi processado e analisado em MATLAB (R2007b, Mathworks®, EUA) com o programa mecânica (PINO et al., 2002). No processamento, a janela experimental de cada voluntário foi demarcada pela primeira e última emissão sonora de 100 Hz. Após essa determinação, todos os sinais do arquivo foram filtrados no Mecânica com um filtro *notch* de 60Hz.

Cada arquivo completo deu origem a sete arquivos referentes às etapas do experimento, também demarcadas pelo sinal sonoro, e identificados de 1 a 7. As etapas de repouso receberam números ímpares (1,3,5 e 7) e as de jogo, números pares (2, 4 e 6), além da manutenção de um arquivo representativo do bloco único. Cada participante teve calculadas as variações médias em cada etapa do experimento, assim como de todo seu respectivo experimento como um bloco único. Como a ordem dos níveis de dificuldade do jogo variava, foi feita uma identificação dos níveis de dificuldade. Nela, a fase T recebeu como índice o 2, a DS o 4 e a PB o 6. Dessa maneira, a análise pode ser feita agrupando os parâmetros por ordem de jogo ou por nível de dificuldade.

III.4.1 EDA

Foi construído um calibrador da instrumentação de EDA composto por 5 resistores (Figura 13), de valores conhecidos, conectados por um *switch* abrangendo a faixa de 30 k Ω a 200 k Ω (Figura 14). A faixa usual de condutância da SCR é entre 1 μ S e 5 μ S, valores que correspondem respectivamente a resistores de 1 M Ω e 200 k Ω , e a faixa de SCL apresenta uma faixa de condutância de até 20 μ S, que corresponde a um resistor de 50 k Ω . A calibração foi realizada no DAS utilizando resistores com valores conhecidos para simular a condutância da pele e obtenção da reta de calibração.

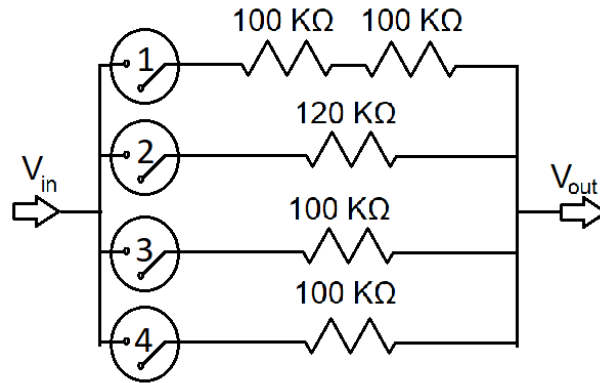


Figura 13: Esquema do circuito para calibração de EDA, conectado por um *switch* com 4 chaves (1 a 4). V_{in} e V_{out} representam os pontos conectados a cada pólo do eletrodo bipolar.

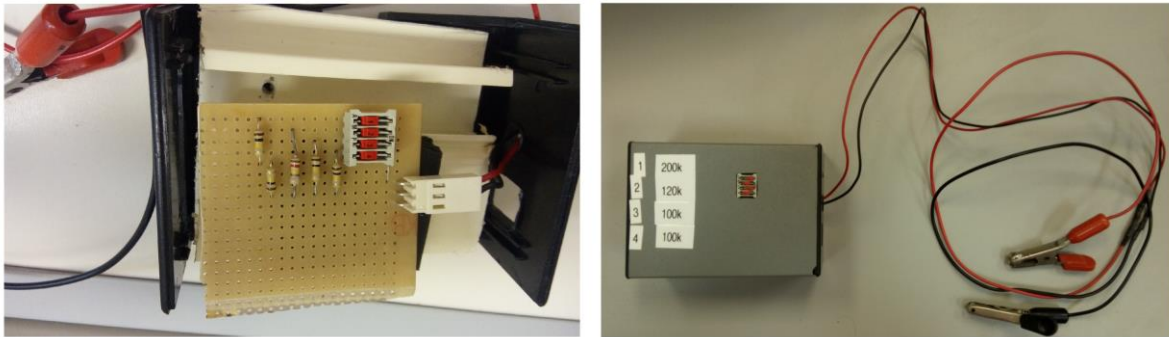


Figura 14: Calibrador de aquisição de EDA. Conexão V_{in} e V_{out} a cada polo do eletrodo bipolar intermediada pelos jacarés.

O sinal de EDA foi filtrado por um filtro passa-baixa Butterworth de 5ª ordem com frequência de corte de 1 Hz (BOUCSEIN, 2012). Registrou-se o valor médio do sinal de EDA ($EDA_{\bar{x}}$) e seu desvio padrão ($\sigma_{EDA_{\bar{x}}}$), já que cada indivíduo tem um valor basal diferente, dependente de características da pele. Os valores de amplitude de EDA foram computados após a detecção de picos e vales do sinal com o *toolbox* de processamento de EDA de JOFFILY (2013), incorporado ao mecânica. Foram classificadas como EDR apenas as diferenças entre pico e vale anterior superiores a $0,02 \mu\text{S}$. Foram registrados os valores de amplitude máxima (EDR_{max}), mínima (EDR_{min}), mediana (EDR_M) e média ($EDR_{\bar{x}}$), valores temporal e amostral de cada pico e vale do sinal, além do número total de EDR (N_{EDR}) em cada etapa.

Além da amplitude de resposta, no presente trabalho calculou-se uma medida discreta de responsividade de EDR normalizada pelo período da etapa (\overline{EDR}_{tp} , equação 6). Essa medida foi calculada para cada nível de jogo e para todo o experimento com os períodos respectivos. A medida discreta de responsividade de cada nível de jogo foi combinada com a medida de responsividade total do experimento e gerou dois índices intrinsecamente padronizados, EDR relativo (EDR_{rel} , equação 7) e delta EDR ($\Delta\overline{EDR}$, equação 8).

$$\overline{EDR}_{tp} = \frac{\sum_p EDR_i}{t_p} \quad (6)$$

onde EDR_i é a amplitude da i -ésima resposta eletrodérmica no período “ p ”. t_p é a duração (em segundos) do período considerado.

$$EDR_{rel} = \frac{\overline{EDR}_{t(jogo)}}{\overline{EDR}_{t(total)}} \quad (7)$$

$$\Delta\overline{EDR} = \overline{EDR}_{t(jogo)} - \overline{EDR}_{t(total)} \quad (8)$$

onde são considerados os períodos e EDR de cada nível de jogo (jogo) e totais do experimento (total).

III.4.2 Atividade Cardíaca

O sinal de ECG foi processado por algoritmos e rotinas de identificação inseridos no programa mecanica (PINO et al., 2002). A detecção dos picos R foi executada por rotina que inicialmente filtra o sinal de ECG com um passa-bandas de 5 a 40 Hz, com objetivo de reduzir ruído e zerar a linha de base. Em seguida é selecionado um valor de limiar de pico, observando-se a excursão do sinal, e também o valor mínimo de intervalo entre os picos (250 ms). Para corrigir detecções equivocadas, o algoritmo permite a edição manual dos picos e identifica também alguns artefatos. Os instantes de ocorrência de picos de onda R foram registrados em uma matriz, a partir da qual foram calculados os valores de iRR (equação 9), FC e índices de VFC, RMSSD, SDNN e pNN50.

$$iRR_i = R_i - R_{i-1} \quad (9)$$

onde iRR_i é o i -ésimo intervalo RR, R_i é o i -ésimo pico R e R_{i-1} é o pico R anterior.

III.4.3 Atividade Respiratória

Para cálculo dos coeficientes dos polinômios de calibração da vazão respiratória, foram simulados ciclos respiratórios com durações e perfis de vazão diferentes, e com volumes iguais, 3 L, realizados por uma seringa (modelo 4900 7L Calibration Syringe, Hans Rudolph, EUA). A integral da vazão respiratória conhecida, 3L, permite o cálculo dos coeficientes do polinômio de calibração da vazão respiratória por um sistema de equações diferenciais. Para isso foi utilizado um algoritmo desenvolvido pelo Laboratório de Engenharia Pulmonar (LEP) já incorporado ao sistema de aquisição DAS.

O processamento do sinal ventilatório foi realizado com algoritmo de detecção de semi-ciclos respiratórios, por identificação instantes inspiratórios e expiratórios, no mecânica (PINO et al., 2002). Inicialmente ele identifica os cruzamentos com o zero do sinal de vazão respiratória, em seguida calcula a área entre dois cruzamentos, que representa o volume inspiratório ou expiratório, e que deve ser superior a um limiar para o algoritmo identificar o semi-ciclo. O valor de limiar depende do valor da faixa do sinal de vazão respiratória e evita a detecção de cruzamentos com zero não representativos dos semi-ciclos. Da mesma forma que o algoritmo de detecção de picos de onda R, o algoritmo de detecção de semi-ciclos permite conferência e edição manual da detecção. Os instantes dos cruzamentos são registrados em um vetor.

A partir da identificação dos instantes inspiratórios, foi obtido o vetor de períodos respiratórios (PR , equação 10) e o coeficiente de variação do PR (CV_{PR} , equação 11), calculado com os valores de média e o desvio padrão do PR ($PR_{\bar{x}}$ e σ_{PR}).

$$PR_i = INSP_i - INSP_{i-1} \quad (10)$$

onde PR_i é o i -ésimo período respiratório, $INSP_i$ é o i -ésimo instante inspiratório e $INSP_{i-1}$ é o momento inspiratório anterior.

$$CV_{PR} = \frac{\sigma_{PR}}{PR_{\bar{x}}} \quad (11)$$

onde σ_{PR} é o desvio padrão do período respiratório e $PR_{\bar{x}}$ o período respiratório médio.

III.4.4 ASR

Para o cálculo do parâmetro representativo do fenômeno de ASR, foi utilizado o método de Gilad et al. (2005), considerando os iRR dentro de cada ciclo respiratório, além dos iRR imediatamente anterior e imediatamente posterior. A interpolação por *spline* cúbica proposta no método foi aplicada a todos os ciclos respiratórios, gerando vetores com 50 pontos cada a partir dos quais se obteve um vetor médio inicial. Em seguida, vetores *outliers*, com diferença de fase e amplitude muito discrepantes do vetor médio inicial, assim como o último e primeiro vetor, foram excluídos, e o vetor médio foi recalculado. Os valores máximo ($S_iRR_{máx}$) e mínimo (S_iRR_{min}) do vetor médio final foram usados no cálculo do padrão médio de arritmia sinusal respiratória (PM_{ASR} , equação 12) (Figura 15).

$$PM_{ASR} = S_iRR_{máx} - S_iRR_{min} \quad (12)$$

onde $S_iRR_{máx}$ é o valor máximo e S_iRR_{min} o valor mínimo do vetor médio de interpolações por *spline* cúbica de 50 pontos dos iRR dentro de cada ciclo respiratório.

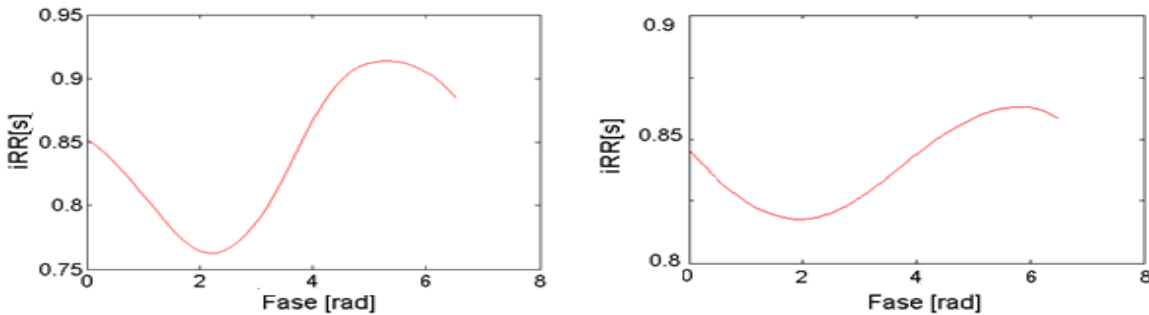


Figura 15: Média do sinal interpolado por *spline* cúbica dos 50 pontos referentes aos batimentos cardíacos contidos em um ciclo respiratório. Possibilitando o cálculo de PM_{ASR} . Voluntários 5 (a esquerda) e 13 (a direita).

III.5 Normalização

Cada voluntário foi submetido a quatro etapas de repouso, uma inicial e prévia ao jogo, duas entre os níveis de dificuldade do jogo e uma final após o jogo. Com exceção do repouso final, o valor médio individual dos demais três repousos, foi considerado para a transformação individual de parte de índices fisiológicos ($Norm_1$, equação 13).

$$Norm_1 = ind_{ji} - ind_{\bar{x}_3i} \quad (13)$$

onde “i” representa o voluntário, ind_{ji} representa o valor bruto do índice na etapa de jogo, $ind_{\bar{x}_3i}$ representa o valor médio dos três repousos do voluntário

Todos os índices transformados pela $Norm_1$ passaram a representar diferenças entre os índices nos estados de jogo e da média dos repousos, e receberam um “Δ” à frente de seu nome. Os índices normalizados intrinsecamente ou que já consideravam os valores individuais não foram normalizados pela média dos repousos, entre eles CV_{PR} , PM_{ASR} , os dois índices de responsividade de EDR (EDR_{rel} e $\Delta\overline{EDR}$), além dos índices de amplitude de EDR.

Os índices de amplitude de EDR têm um processo de transformação mais complexo, chamado de padronização, e têm o objetivo de reduzir os efeitos das diferenças interindividuais sobre os índices computados. A padronização dos índices de EDR pode considerar o nível eletrodérmico (sinal basal) ou os valores máximos e mínimos de EDR. O presente trabalho usou como estratégia o valor máximo do experimento de cada voluntário para representar o valor máximo de amplitude de EDR, uma vez que a identificação de um valor máximo real é complexa, e o valor mínimo de amplitude de resposta considerado foi de $0,02 \mu S$. A padronização se deu pela divisão dos valores brutos de amplitude de EDR de cada etapa pelo valor máximo de EDR do experimento de cada voluntário ($Padron_1$, equação 14), uma adaptação de LYKKEN e VENABLES (1971), passando a representar porcentagens do valor máximo de determinado voluntário, e todos os valores ficaram entre 0 e 1 (Tabela 1).

$$Padron_{1i} = \frac{EDR_q}{EDR_{max_t}} \quad (14)$$

onde EDR_{max_t} é a amplitude máxima do voluntário em todo o experimento, “q” pode ser substituído por “max”, “min”, “x” e “M” para indicar, respectivamente, a equação de transformação dos índices de EDR_{max} , EDR_{min} , EDR_M e $EDR_{\bar{x}}$ de cada etapa do experimento.

Tabela 1: Valores de Amplitude de EDR da fase Tutorial do voluntário 2

	EDR \bar{x}	EDR $_{max}$	EDR $_{min}$	EDR $_M$
Não padronizada (μS)	0,35	1,77	0,03	0,27
Padronizada (%)	0,15	0,75	0,01	0,11

A padronização foi feita com o valor de amplitude máxima no experimento, que para esse voluntário foi de 2,36 μS .

III.6 Análise Estatística

Para a comparação estatística dos índices fisiológicos dos voluntários no repouso e durante o jogo, foi necessário decidir entre estatísticas paramétricas e não-paramétricas. Para a utilização da primeira, os dados precisavam atender aos pressupostos paramétricos, entre os quais estão a distribuição normal, premissas de igualdade de variância ou tamanho amostral mínimo (≥ 30) com o maior desvio padrão menor que duas vezes o menor (MOORE; NOTZ; FLINGNER, 2014). Para o teste do atendimento aos pressupostos, foram aplicados o teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov, com $\alpha=0,05$, em cada índice agrupados em 7 grupos (G7), cada um representativo de uma etapa do experimento; em cada índice agrupados em 4 grupos (G4), representativo de cada etapa de jogo e da média dos repousos; e em cada índice agrupados em 3 grupos (G3), representativo de cada etapa de jogo, todos normalizados pelo repouso. O teste de variância de Bartlett foi aplicado apenas ao G4, pois as fases de repouso foram consideradas repetição da mesma situação resumidas como média dos três repousos. O cálculo da relação do desvio padrão de cada índice foi aplicado apenas ao G3, já que os dados estavam normalizados pela média dos repousos e, portanto, a variância dos repousos e sua média seria próximo a zero.

Como os pressupostos não foram observados na maioria dos índices, optou-se pelos testes estatísticos não paramétricos de Friedman com limiar de significância corrigido pelo número de comparações e o pós-hoc de Wilcoxon pareado. O teste de Friedman foi feito em blocos, comparando-se todas as fases de jogo e o repouso inicial (G1), assim como todas as fases de jogo e a média dos repousos (G4). Além disso, foi calculado o coeficiente de correlação linear de Spearman para os índices em todas as etapas assim como em cada uma das fases de dificuldade do jogo.

O coeficiente de Spearman pode ser aplicado a amostras pequenas e se baseia em valores de classificação, não nos dados brutos, com cada variável é ordenada crescentemente e o somatório das diferenças das amostras pareadas utilizado no cálculo do coeficiente (GAUTHIER, 2001). Os valores do coeficiente de correlação de Spearman são classificados por valores críticos (Tabela 2) (HINKLE; WIERSMA; JURIS, 2003).

Tabela 2: Regra geral de interpretação do coeficiente de correlação

Valor da Correlação	Interpretação
0,90 até 1,0 (-0,90 até -1,0)	Correlação extremamente positiva (negativa)
0,70 até 0,90 (-0,70 até -0,90)	Correlação positiva (negativa)
0,5 até 0,70 (-0,5 até -0,70)	Correlação positiva (negativa) moderada
0,3 até 0,50 (-0,3 até -0,50)	Baixa correlação positiva (negativa)
0,00 até 0,30 (0,00 até - 0,30)	Correlação insignificante

As informações pós-experimentais e os resultados, principalmente eletrodérmicos, suscitaram curiosidades que resultaram em análises exploratórias dos dados, com aplicação do teste Wilcoxon-Mann-Whitney.

III.7 Hipóteses

A separação dos níveis de dificuldade não é um hábito nas pesquisas científicas, por esse motivo pouco se sabe a respeito do comportamento fisiológico. Como apresentado previamente, atividades cognitivas e estresse alteram a fisiologia, por essa razão espera-se que o nível de dificuldade do jogo influencie as respostas fisiológicas. O fator tempo de jogo não deve influenciar as respostas fisiológicas e as condições controladas do laboratório devem ser suficientes para erradicar possíveis influências de desconforto nos sinais fisiológicos.

Espera-se que, durante o jogo, os valores de FC e EDA sejam incrementados em comparação com o repouso, e que aumentem com a dificuldade (SHI et al., 2007), porém alguns fatores como irritação e tédio podem exercer influências na condutância superiores à do nível de dificuldade (IKEHARA; CROSBY, 2005) o que pode alterar o comportamento

dessa resposta. Espera-se que os índices de EDR desenvolvidos no presente trabalho tenham valores significativamente distintos entre os níveis de dificuldade, o que possibilitará diferenciar esses níveis, mas não se sabe se serão superiores ou inferiores. Já a respeito dos índices de VFC, espera-se que se reduzam durante as etapas de jogo em comparação com o repouso, e que a redução entre os níveis se mostre suficiente para diferenciá-los.

Espera-se que a medida de ASR se reduza durante o jogo, mas que sua variação não seja suficiente para diferenciar os níveis de dificuldade, já que não é considerado uma boa medida de carga cognitiva (MUTH et al., 2012). Por outro lado, o comportamento respiratório se mostra variável de acordo com a tarefa cognitiva executada (GRASSMANN et al., 2016), e por essa razão, não foi estabelecida uma hipótese a respeito da resposta respiratória nos diferentes níveis de dificuldade. Situações de maior concentração, que seriam exigidas em níveis de dificuldade mais elevados, elevariam o tempo respiratório, o que seria esperado no nível de maior dificuldade do presente trabalho, entretanto não se sabe se o esforço exigido pelos diferentes níveis será suficiente.

IV. Resultados

IV.1 Informações Gerais

Participaram da pesquisa 30 homens entre 18 e 30 anos (24 ± 3), dos quais 3 não apresentaram resposta eletrodérmica e 2 apresentaram ruídos de movimento que comprometeram o sinal eletrodérmico, totalizando então 25 amostras válidas. Todos os experimentos foram feitos durante o dia, com temperatura controlada (25°C); a coleta de dados ocorreu no mês de agosto de 2017. As tabelas, mostrando cada etapa do experimento, com valores brutos e normalizados pela média dos repousos estão disponíveis nos Anexos V e VI.

Todos os voluntários foram questionados a respeito de desconforto no repouso, com a máscara, com a temperatura e se sentiram sono durante o repouso (Tabela 3). As respostas deveriam ser sim ou não, a fim de identificar possíveis influências de desconfortos experimentais no comportamento dos sinais fisiológicos. Essas informações foram utilizadas para uma análise exploratória dos dados, subdividindo a amostra em cada categoria entre os que sentiram desconforto e os que não, mas a análise [página 47] descartou o fator desconforto como influenciador significativo das respostas fisiológicas.

Tabela 3: Informações sobre desconforto de todos os voluntários (n=30)

Desconforto	No repouso	Com a máscara	Sono (repouso)	Temperatura
Número voluntários	17	27	8	0

A pontuação total dos 30 voluntários, no somatório dos três níveis de dificuldade, foi em média 3836 (± 540) e a diferença estatística da pontuação entre cada nível confirmou a existência de três níveis de dificuldade diferentes (Tabela 4). A fase classificada por todos os voluntários como a de maior dificuldade, PB, foi a mesma que apresentou os menores valores de pontuação e desvio padrão.

Tabela 4: Pontuação e Frequência de jogo

Frequência de jogo	T	DS	PB	Pontuação total
Nunca	1970	700	280	2950
Nunca	1970	1330	610	3910
Nunca	2160	1380	610	4150
Nunca	1400	1180	270	2850
Nunca	2190	1610	570	4370
Nunca	2180	1790	570	4540
Nunca	2250	1040	200	3490
Nunca	2210	870	280	3360
Às Vezes	1350	1460	510	3320
Às Vezes	2290	1460	440	4190
Às Vezes	2160	1380	440	3980
Às Vezes	2420	520	260	3200
Às Vezes	1600	1160	400	3160
Às Vezes	2400	1070	270	3740
Às Vezes	2090	1750	460	4300
Às Vezes	1080	1020	550	2650
Às Vezes	2070	960	390	3420
Sempre	2420	1220	590	4230
Sempre	1760	1840	690	4290
Sempre	1550	2370	280	4200
Sempre	2540	1360	510	4410
Sempre	2080	1900	640	4620
Sempre	1760	1430	440	3630
Sempre	2350	1360	780	4490
Sempre	2860	1110	480	4450
Sempre	1830	1820	440	4090
Sempre	1930	1220	460	3610
Sempre	1920	1400	490	3810
Sempre	1840	1420	510	3770
Sempre	2130	1260	530	3920
Valor Médio* (Desvio Padrão)	2025 (379)	1346 (380)	465 (141)	3836

* Diferença de pontuação dos níveis de dificuldade estatisticamente significativa, p-valor<0,05

O teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov teve sua hipótese nula (H_0) de pertinência dos dados a uma distribuição normal rejeitada em todos os índices, p -valor $< 0,05$. Já o teste de variância de Bartlett só confirmou a H_0 de igualdade de variância para índices de $EDR_{\bar{x}}$ e EDR_{min} do G4 (Tabela 5). Na relação de desvio padrão máximo e mínimo do G3 (Tabela 6) o valor inferior a 2 aconteceu mas não foi unanimidade entre as variáveis inviabilizando a utilização de testes paramétricos.

Tabela 5: Teste de igualdade de variância de Bartlett do G4 normalizado

RMSSD	0,000434*
SDNN	$1,21 \cdot 10^{-5}$ *
PNN₅₀	$3,06 \cdot 10^{-10}$ *
FC	$6,62 \cdot 10^{-5}$ *
PR_{\bar{x}}	$2,33 \cdot 10^{-5}$ *
σ_{PR}	$1,53 \cdot 10^{-6}$ *
CV_{PR}	$3,64 \cdot 10^{-7}$ *
PM_{ASR}	$5,55 \cdot 10^{-13}$ *
EDA_{\bar{x}}	$2,24 \cdot 10^{-5}$ *
$\sigma_{EDA\bar{x}}$	$7,2 \cdot 10^{-8}$ *
N_{EDR}	0,000211*
EDR_{\bar{x}}	0,224954
EDR_{max}	0,008308*
EDR_{min}	0,456881
EDR_M	$7,81 \cdot 10^{-5}$ *
EDR_{rel}	0*
$\Delta\overline{EDR}$	0,000359*

* valor estatisticamente significativo, p -valor $< 0,05$, apoia rejeição da homogeneidade das variâncias

Tabela 6: Desvio Padrão e $\sigma_{max}/\sigma_{min}$ G3 normalizado

	2	4	6	$\sigma_{max}/\sigma_{min}$
RMSSD	0,010	0,015	0,013	1,447*
SDNN	0,010	0,018	0,016	1,737*
PNN₅₀	0,021	0,052	0,034	2,473
FC	2,717	2,248	2,537	1,208*
PR_{\bar{x}}	0,635	0,900	0,849	1,418*
σ_{PR}	0,524	0,412	0,244	2,149
CV_{PR}	0,096	0,069	0,038	2,518
PM_{ASR}	0,016	0,033	0,052	3,219
EDA_{\bar{x}}	1,577	0,609	1,307	2,591
$\sigma_{EDA\bar{x}}$	0,540	0,336	0,266	2,031
N_{EDR}	12,348	6,512	6,410	1,926*
EDR_{\bar{x}}	0,054	0,064	0,070	1,281*
EDR_{max}	0,313	0,267	0,272	1,173*
EDR_{min}	0,013	0,012	0,010	1,327*
EDR_M	0,032	0,036	0,073	2,306
EDR_{rel}	0,582	0,939	0,541	1,734*
$\overline{\Delta EDR}$	0,032	0,008	0,003	11,328

* valores da razão desvio padrão < 2 permite teste paramétrico

IV.2 Comportamento dos Sinais e Índices Fisiológicos

Os índices fisiológicos foram calculados para cada uma das 7 etapas do experimento (Anexo V), assim como para todo o experimento (Anexo VII). O comportamento dos índices fisiológicos nas etapas de jogo foi expresso em *boxplots* (Anexo VIII) e pelos valores de mediana das variações com relação a etapa de repouso (Tabela 7). Valores negativos indicam que o índice diminuiu com relação ao repouso e os positivos indicam que o índice aumentou nas etapas de jogo.

Tabela 7: Valores das medianas dos índices fisiológicos

	Tutorial	Dessaturado	Preto e Branco
$\Delta RMSSD$	-0,01	-0,01	-0,01
$\Delta SDNN$	-0,02	-0,03	-0,02
ΔPNN_{50}	-0,03	-0,04	-0,04
ΔFC	2,61	2,61	2,54
$\Delta PR_{\bar{x}}^*$	-1,16	-0,99	-0,66
CV_{PR}^*	-0,06	-0,08	-0,02
ΔPM_{ASR}^*	-0,03	-0,02	-0,01
$\Delta EDA_{\bar{x}}^*$	0,11	-0,40	-0,19
N_{EDR}^*	9,00	9,00	13,00
$EDR_{\bar{x}}$	0,02	-0,03	-0,01
EDR_{max}^*	0,25	-0,08	-0,02
EDR_{min}	0,00	0,00	0,00
EDR_M	0,01	-0,02	0,00
EDR_{rel}^*	0,88	0,64	0,81
$\Delta \overline{EDR}^*$	-0,002	-0,003	-0,002

*índices estatisticamente diferentes entre as fases de jogo, p-valor <0,05

Durante a aquisição do sinal de EDA, observou-se aumento de amplitude do sinal bruto de EDA a cada início do jogo, como também nas etapas de repouso, principalmente no último repouso quando o jogo já havia sido finalizado (Figura 16). Os sinais eletrodérmicos do experimento completo dos 25 voluntários válidos estão no Anexo IX. 13 voluntários apresentaram amplitude de resposta eletrodérmica bruta máxima na etapa de jogo e 12 apresentaram na etapa de repouso, com destaque para as etapas tutorial e repouso final, que apresentaram os valores máximos de 7 e 6 voluntários respectivamente.

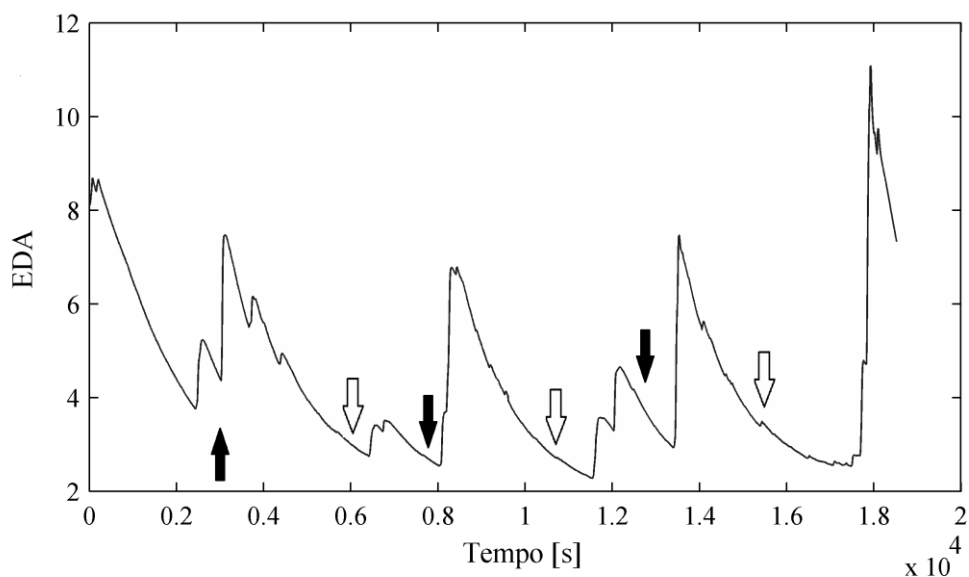


Figura 16: Sinais de EDA, em μS , do voluntário 2, com início de jogo e de repouso indicados pelas setas preenchidas e vasadas respectivamente.

A fase tutorial apresentou a maior média de EDR_{max} padronizados, seguida pela última etapa de repouso. O número de voluntários com N_{EDR} máximo no último repouso foi expressivo, 10 voluntários, seguido pelo nível tutorial com 7, sendo que 4 voluntários apresentaram o N_{EDR} máximo em duas etapas. Além disso, a associação entre intensidade de estímulo e de resposta é complexa e foi variável entre os indivíduos, alguns responderam com um maior número de respostas, outros com maiores valores de amplitudes, e alguns apresentaram condutância eletrodérmica alta mesmo na ausência de estímulo cognitivo.

Durante as etapas de jogo, a vazão respiratória ficou mais regular, com inspiração e expiração bem demarcadas; já nas etapas de repouso a vazão respiratória ficava mais “ruidosa” e o período respiratório menos constante (Figura 17). Todos os voluntários

apresentaram incremento do $PR_{\bar{x}}$ nas etapas de repouso e redução nas etapas de jogo. A razão entre o período inspiratório e expiratório permaneceram semelhantes. E o fenômeno de ASR, observado pelo cálculo do PM_{ASR} , assim como os índices de VFC reduziram nas etapas de jogo.

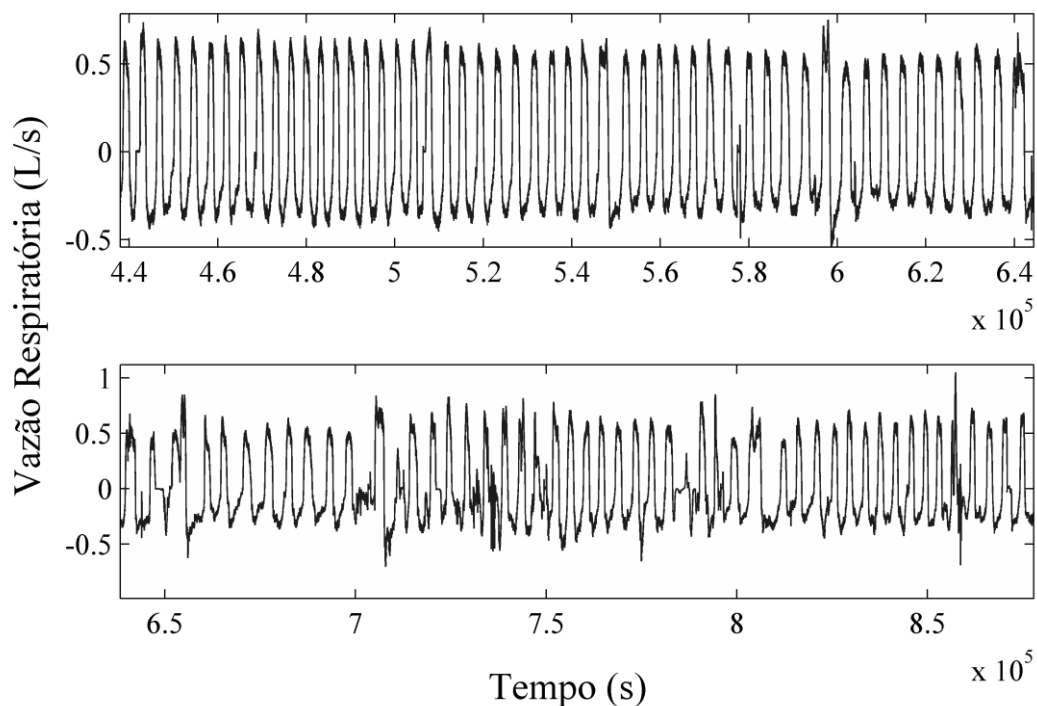


Figura 17: Sinal respiratório durante o jogo (acima) e durante repouso (abaixo).

IV.3 Testes Não Paramétricos

Comparando o repouso inicial e as etapas de jogo (G1) o teste de Friedman (Tabela 8) identificou diferença estatística em todos os índices de VFC, FC, todos os índices respiratórios e PM_{ASR} . Já comparando a média dos repouso e as etapas de jogo (G4), foram confirmadas diferenças estatísticas entre todos os índices de VFC, FC, todos os índices respiratórios, PM_{ASR} , EDR_{max} e os dois índices de responsividade eletrodérmica EDR_{rel} e $\overline{\Delta EDR}$.

Tabela 8: Teste de Friedman

	G1	G4
RMSSD	$1,36 \cdot 10^{-7} *$	$1,96 \cdot 10^{-5} *$
SDNN	$1,50 \cdot 10^{-7} *$	$1,78 \cdot 10^{-9} *$
PNN₅₀	$3,58 \cdot 10^{-8} *$	$9,73 \cdot 10^{-7} *$
FC	$1,31 \cdot 10^{-7} *$	$3,84 \cdot 10^{-7} *$
PR_{\bar{x}}	$2,35 \cdot 10^{-9} *$	$6,79 \cdot 10^{-12} *$
CV_{PR}	0,010*	0,001*
PM_{ASR}	$2,70 \cdot 10^{-9} *$	$5,50 \cdot 10^{-9} *$
EDA_{\bar{x}}	$7,44 \cdot 10^{-5} *$	$3,77 \cdot 10^{-4} *$
EDR_{\bar{x}}	0,025	0,060
EDR_{max}	0,032	0,010*
EDR_{min}	0,272	0,025
EDR_M	0,619	0,323
N_{EDR}	0,054	0,021
EDR_{rel}	0,016	0,012*
$\Delta\overline{EDR}$	0,016	0,012*

*valores $< 0,016$ confirmam diferença estatística significativa.

O teste de Wilcoxon no G1 identificou diferença do repouso inicial com as três dificuldades em todos os índices cardíacos, $PR_{\bar{x}}$, PM_{ASR} e $EDA_{\bar{x}}$. O $PR_{\bar{x}}$ da etapa de maior dificuldade, PB, diferenciou dos níveis T e DS, já o CV_{PR} da etapa intermediária, DS se diferenciou dos demais níveis. O PM_{ASR} só não apresentou diferença estatística entre as fases T e DS, o $EDA_{\bar{x}}$ entre T e PB. Os índices de $EDR_{\bar{x}}$ e EDR_{max} se diferenciaram entre Repouso e T, T e DS e DS e PB. O N_{EDR} foi diferente entre repouso e PB, DS e PB. Os dois índices de responsividade, EDR_{rel} e $\Delta\overline{EDR}$, diferenciaram o nível DS dos demais níveis de jogo (Tabela 9).

Tabela 9: Wilcoxon G1

	R e T	R e DS	R e PB	T e DS	T e PB	DS e PB
RMSSD	0,00*	0,00*	0,00*	0,17	0,46	0,11
SDNN	0,00*	0,00*	0,00*	0,75	0,17	0,06
PNN₅₀	0,00*	0,00*	0,00*	0,40	0,89	0,19
FC	0,00*	0,00*	0,00*	0,54	0,54	0,14
PR_{\bar{x}}	0,00*	0,00*	0,00*	0,15	0,00*	0,00*
CV_{PR}	0,11	0,02*	0,94	0,03*	0,07	0,00*
PM_{ASR}	0,00*	0,00*	0,00*	0,93	0,04*	0,02*
EDA_{\bar{x}}	0,01*	0,00*	0,03*	0,01*	0,10	0,04*
EDR_{\bar{x}}	0,01*	0,18	0,78	0,02*	0,23	0,03*
EDR_{max}	0,00*	0,57	0,51	0,00*	0,09	0,01*
EDR_{min}	0,73	0,54	0,31	0,86	0,25	0,06
EDR_M	0,49	0,19	0,81	0,08	0,45	0,30
N_{EDR}	0,87	0,58	0,01*	0,29	0,15	0,01*
EDR_{rel}	0,22	0,62	0,25	0,02*	0,30	0,01*
$\Delta\overline{EDR}$	0,33	0,48	0,48	0,00*	0,37	0,01*

*Valores < 0,05 confirmam diferença estatística significativa.

O teste de Wilcoxon no G4, apresentou maior diferenciação dos índices, principalmente eletrodérmicos. O $EDA_{\bar{x}}$ diferenciou apenas o nível DS dos demais, os índices $EDR_{\bar{x}}$ e EDR_{max} diferiram apenas entre a fase DS e as demais fases de jogo. O EDR_{min} entre Repouso e PB apresentou diferença e os dois índices de responsividade, EDR_{rel} e $\Delta\overline{EDR}$, diferenciaram o nível DS do repouso além dos demais níveis de jogo (Tabela 10).

Tabela 10: Wilcoxon G4

	R3 e T	R3 e DS	R3 e PB	T e DS	T e PB	DS e PB
RMSSD	0,00*	0,00*	0,00*	0,17	0,46	0,11
SDNN	0,00*	0,00*	0,00*	0,75	0,17	0,06
PNN₅₀	0,00*	0,00*	0,00*	0,40	0,89	0,19
FC	0,00*	0,00*	0,00*	0,54	0,54	0,14
PR_{\bar{x}}	0,00*	0,00*	0,00*	0,15	0,00*	0,00*
CV_{PR}	0,01*	0,00*	0,13	0,03*	0,07	0,00*
PM_{ASR}	0,00*	0,00*	0,00*	0,93	0,04*	0,02*
EDA_{\bar{x}}	0,40	0,00*	0,14	0,01*	0,10	0,04*
EDR_{\bar{x}}	0,39	0,08	0,10	0,02*	0,23	0,03*
EDR_{max}	0,06	0,10	0,76	0,00*	0,09	0,01*
EDR_{min}	0,05	0,56	0,03*	0,86	0,25	0,06
EDR_M	0,74	0,08	0,14	0,08	0,45	0,30
N_{EDR}	0,81	0,90	0,00*	0,29	0,15	0,01*
EDR_{rel}	0,66	0,01*	0,17	0,02*	0,30	0,01*
$\overline{\Delta EDR}$	0,54	0,02*	0,24	0,00*	0,37	0,01*

*Valores < 0,05 confirmam diferença estatística significativa.

IV.3.1 Correlação

A correlação de Spearman foi testada para os índices não normalizados e para os índices normalizados, comparando-se todas as fases em um bloco único (Tabela 11) e comparando-se cada nível de dificuldade (Tabela 12, Tabela 13 e Tabela 14). Foram consideradas para análise apenas as correlações comprovadas estatisticamente, p-valor < 0,05, e classificadas de moderada (entre 0,5 e 0,7) a extremamente forte (entre 0,9 e 1) (Tabela 2, página 34). A análise completa de correlação, inclusive com valores não significativos, está no Anexo X.

Em todas as análises de correlação, os índices cardíacos apresentaram correlação forte entre si e entre o PM_{ASR}. Os índices respiratórios não apresentaram correlação forte e

nem significativa com os demais índices. Já os índices eletrodérmicos apresentaram correlação forte entre os índices de amplitude de EDR; moderada entre $EDA_{\bar{x}}$ e N_{EDR} e entre os índices de responsividade e EDR_{max} .

A correlação entre os índices foi incrementada quando analisada por nível de dificuldade do jogo, e os índices eletrodérmicos apresentaram maiores valores de correlação durante a etapa intermediária de dificuldade, DS, que foi exatamente a etapa diferenciada pelos índices eletrodérmicos.

Tabela 11: Correlação G3

	RMSSD	SDNN	PNN ₅₀	$EDA_{\bar{x}}$	$EDR_{\bar{x}}$	EDR_{max}	EDR_{min}	EDR_{rel}
SDNN	0,83							
PNN₅₀	0,90	0,84						
FC			-0,51					
PM_{ASR}	0,82	0,76	0,87					
EDR_{max}					0,74			
EDR_{min}					0,66			
EDR_M					0,86		0,74	
N_{EDR}				0,66				
EDR_{rel}						0,64		
ΔEDR								0,91

Apenas as correlações acima de 0,5 e estatisticamente significativas (p-valor<0,05) são exibidas

Tabela 12: Correlação fase T

	RMSSD	SDNN	PNN ₅₀	$EDA_{\bar{x}}$	$EDR_{\bar{x}}$	EDR_{max}	EDR_{min}	EDR_{rel}
SDNN	0,86							
PNN₅₀	0,83	0,78						
FC			-0,52					
PM_{ASR}	0,76	0,73	0,84					
EDR_{min}					0,71			
EDR_M					0,79		0,67	
N_{EDR}				0,58		0,61		
EDR_{rel}						0,60		
ΔEDR						0,54		0,93

Apenas as correlações acima de 0,5 e estatisticamente significativas (p-valor<0,05) são exibidas

Tabela 13:Correlação fase DS

	RMSSD	SDNN	PNN ₅₀	EDA _̄	EDR _̄	EDR _{max}	EDR _{min}	EDR _M	EDR _{rel}
SDNN	0,78								
PNN ₅₀	0,93	0,87							
FC		-0,58	-0,54						
PM _{ASR}	0,86	0,78	0,88						
EDR _{max}					0,81				
EDR _{min}					0,75				
EDR _M					0,92	0,61	0,86		
N _{EDR}				0,61					
EDR _{rel}					0,70	0,60	0,53	0,66	
ΔEDR					0,59		0,65	0,65	0,84

Apenas as correlações acima de 0,5 e estatisticamente significativas (p-valor<0,05) são exibidas

Tabela 14: Correlação PB

	RMSSD	SDNN	PNN ₅₀	EDA _̄	EDR _̄	EDR _{max}	EDR _{min}	EDR _M	EDR _{rel}
SDNN	0,83								
PNN ₅₀	0,94	0,85							
FC			-0,50						
PM _{ASR}	0,82	0,73	0,87						
EDR _{max}					0,78				
EDR _{min}					0,69				
EDR _M					0,83		0,71		
N _{EDR}				0,81		0,51			
EDR _{rel}					0,73	0,66		0,76	
ΔEDR					0,66		0,54	0,72	0,90

Apenas as correlações acima de 0,5 e estatisticamente significativas (p-valor<0,05) são exibidas

IV.4 Análise Exploratória

As informações pós-experimentais, assim como a observação das respostas fisiológicas, levantaram algumas curiosidades. Entre elas, se a ordem de jogo influenciaria na reposta fisiológica, se a resposta intensificada de EDR durante o repouso teria alguma relação com desconforto do equipamento, se o repouso não estaria cumprindo sua função de repouso, ou

ainda se todos os repouso seriam realmente repouso ou se deveriam ser tratados como outra etapa no experimento. A fim de respondê-las, uma análise exploratória foi feita.

Em decorrência da curiosidade incitada pelas respostas eletrodérmicas na etapa de repouso final, e para confirmar se as etapas de repouso poderiam ser consideradas todas como repouso, foi feita a análise estatística apenas das fases de repouso. Nela, o teste de Friedman apresentou o N_{EDR} com diferença estatisticamente significativa (0,002), confirmada por Wilcoxon entre o último repouso (pós-jogo) quando comparado ao segundo e ao terceiro repouso. Além disso, o teste de Wilcoxon também diferenciou o EDR_{max} do último repouso dos do primeiro e segundo repouso.

Em decorrência da curiosidade incitada pelas informações pós experimentais (Tabela 3), a pontuação no questionário PANAS e o turno do experimento (matutino/vespertino), foram utilizadas para subdividir, de forma binária, a base de dados de índices fisiológicos (Tabela 15) e aplicado o teste o Wilcoxon-Mann-Whitney a cada subdivisão. Cada informação sofreu 112 comparações. A maioria dos índices apresentou diferença em apenas uma comparação de etapas, por exemplo aqueles que não jogam videogame apresentaram valores de EDR_{min} superiores aos que jogam na fase tutorial. Por serem diferenças pontuais, com aproximadamente 5% das comparações com diferença estatística, podem ser consideradas como aleatoriedade, não sendo necessário considerá-los para a análise dos dados. Mesmo diante de aleatoriedades, vale a pena destacar que o grupo que não jogava videogame apresentou valores de EDR_{min} maiores do que aqueles que jogavam, o que sugere a sensibilidade eletrodérmica maior ao videogame nos indivíduos que não têm costume de jogar. Aqueles com desconforto com a máscara apresentaram PR menores e vazão respiratória mais irregular.

A respeito da influência do fator tempo sobre os sinais fisiológicos e índices do estudo, foi feita uma análise estatística considerando a ordem de jogo (1^0 , 2^0 e 3^0). A significância estatística de diferença permaneceu no teste de Friedman, entretanto houve modificação dos resultados no teste de Wilcoxon (Tabela 16), confirmando a diferença estatística entre o primeiro e os demais jogos nos índices, mas abolindo a diferença entre o segundo e terceiro jogos na maioria dos índices. Se o fator tempo influenciasse mais do que os níveis de dificuldade, seriam observadas diferenças entre os índices do segundo e

terceiro jogos, que possuem dois níveis de dificuldade misturados; entretanto, isso não ocorreu.

Tabela 15: Análise Wilcoxon Mann Whitney, índices com diferença em uma ou duas (*) comparações

Informação	Sim	Não	Uma comparação c/ diferença
Joga videogame	19	6	EDR_{min}, RMSSD
Experimento antes das 12hrs	11	14	ΔEDR, FC
Diferença PANAS>13	16	9	EDR_{max}, EDR_{min}, PM_{ASR}*, EDR_M
Gosta de GemGem	22	3	EDR_{rel}, EDR_{max}
Desconforto mascara	22	3	PR_{x̄}, EDR_M, EDR_{min}, EDA_{x̄}
Sono no repouso	7	18	EDA_{x̄}, EDR_{min}
Desconforto no repouso	14	11	RMSSD, EDR_M, EDR_{min}*

Tabela 16: Teste de Wilcoxon G4 considerando ordem de jogo

	R3 e 1 ⁰	R3 e 2 ⁰	R3 e 3 ⁰	1 ⁰ e 2 ⁰	1 ⁰ e 3 ⁰	2 ⁰ e 3 ⁰
EDR_{max}	0	0	0	0	1	0
EDR_{rel}	0	1	1	0	0	0
ΔEDR	0	0	1	0	0	0
RMSSD	1	1	1	0	0	0
SDNN	1	1	1	0	0	0
PNN₅₀	1	1	1	0	0	0
FC	1	1	1	0	0	0
PR_{x̄}	1	1	1	1	1	0
CV_{PR}	1	1	0	0	0	0
PM_{ASR}	1	1	1	0	0	0

1 indica rejeição da hipótese de igualdade. R3= média repouso

V. Discussão

Características da pele como espessura do estrato córneo, número de glândulas sudoríparas e hidratação da pele, além da intensidade de reatividade ao SNA simpático geram variação dos parâmetros de EDA (LAJANTE et al., 2012). Cerca de 10% da população apresenta características que resultam em ausência de EDR (BOUCSEIN, 2012). No presente trabalho, 10% da amostra (3 voluntários) não apresentaram resposta eletrodérmica. Tais voluntários praticavam atividades que aumentam o estrato córneo das mãos, um era tenista, um músico e o outro médico. Tenistas costumam ter as mãos ressecadas por conta da utilização de talco do atrito com a raquete, médicos tem contato com formol e luvas com talcos que também ressecam a pele, a prática constante de instrumentos aumenta a espessura das mãos. Essa espessura e ressecamento das mãos, que foi o local de registro do sinal eletrodérmico pode justificar a ausência de resposta.

Além do ponto de aquisição do sinal, o próprio equipamento, assim como a temperatura ambiente, podem gerar alteração nos índices fisiológicos. O desconforto na temperatura pode incrementar a produção de suor, em caso de calor, ou ainda impedir sua produção, em caso de frio, mascarando o EDA e a real influência do jogo no SNAs (MOURÃO JÚNIOR; ABRAMOV, 2011; VISNOVCOVA et al., 2016). Por isso a importância da observação da temperatura em estudos eletrodérmicos. No presente estudo, os voluntários foram questionados a respeito do conforto com a temperatura ambiente antes e após o experimento.

A normalização e padronização dos dados é importante, assim como a compreensão do resultado dessa normalização, para entender o que se está comparando e adaptar a interpretação. Dependendo da análise estatística realizada, a individualidade já é respeitada como é o caso das análises pareadas. É preciso identificar as etapas da análise que apresentam real necessidade de normalizar dados. O presente trabalho se baseou no comportamento individual durante o repouso e média dos repousos para a normalização da maioria dos índices fisiológicos estudados, os quais passaram a informar as relações entre as variações de alguns índices e não o índice em si. O comportamento de alguns sinais fisiológicos no repouso nem sempre é de recuperação e retorno basal. O EDA, por exemplo, durante o repouso ainda tem um comportamento desconhecido na literatura,

muitas vezes com disparos inespecíficos, não relacionados a estímulos (VISNOVCOVA et al., 2016).

No presente trabalho, alguns voluntários apresentaram maiores amplitudes de EDR no repouso quando comparados às fases de jogo, e a grande maioria apresentou aumento do sinal de EDA no último repouso. Os mesmos voluntários que apresentaram esse padrão consideraram esse repouso “desconfortável e interminável”. Apesar da análise exploratória não ter invalidado a utilização da média dos quatro repousos para a normalização, o N_{EDR} do último repouso apresentou diferença estatística ($p = 0,002$) quando comparado ao segundo e ao terceiro repouso. A análise alertou para a diferença de comportamento do último repouso no N_{EDR} e EDR_{max} , resultando em 9,5% de diferença estatística nas comparações eletrodérmicas, o que corrobora a observação visual do EDA durante a aquisição. Por esse motivo, os cálculos de normalização e padronização dos sinais, assim como comparação entre etapa de repouso e etapa de jogo do presente trabalho, desconsideraram as respostas do último repouso, o classificando como etapa de pós-jogo e não mais como etapa de repouso. Os sinais de repouso após a tarefa, principalmente resposta eletrodérmica, costumam ser considerados etapa pós-experimento, ou pós-tarefa (STEPTOE et al., 1990).

O registro da fisiologia durante o repouso permite a comparação e detecção de mudanças nas etapas de atividade. Entretanto, estados de ansiedade ou sono durante o repouso podem influenciar as reações fisiológicas nessa etapa (JENNINGS et al., 1992). Apesar de GERIN (1994) e LINDEN (1985) defenderem a ausência de influência da expectativa da participação e sucesso na tarefa nos sinais fisiológicos durante a etapa de repouso, os resultados do presente trabalho sugerem uma possível influência. O relato dos voluntários a respeito do desconforto e perda de noção temporal no repouso, expectativa por início do experimento e das próximas fases de jogo, alertaram sobre possível ansiedade, ao menos transitória.

O estado de ansiedade dos voluntários poderia ser observado por meio do Inventário de Ansiedade Traço-Estado (IDATE). O IDATE avalia a propensão à ansiedade, identificando a intensidade de reação do indivíduo a situações percebidas como ameaçadoras (BIAGGIO; NATALÍCIO; SPIELBERGER, 1977). O preenchimento do

inventário poderia ocorrer antes do experimento, identificando o estado de ansiedade do voluntário, assim como durante cada repouso entre os jogos, complementando o PANAS.

Outra característica que influencia a resposta fisiológica durante o repouso é o tempo de repouso que, quando extenso, torna a etapa cansativa e pode gerar estresse (LINDEN; MCEACHERN, 1985). O presente incluiu repouso com tempo reduzido, procurando evitar o cansaço (KELSEY et al., 1999) e respeitando valores mínimos para retorno ao estado basal, não aparentando ser a sua duração o fator que justifique os presentes resultados.

A percepção dos equipamentos, principalmente da máscara respiratória foi questionada como um fator influenciador, mas a análise exploratória não o apresentou como estatisticamente significativo. Existem outras formas para identificação de PR que poderiam substituir a utilização da máscara e diminuir o desconforto. TRIANE e JANDRE (2014) identificaram o cateter (ou pronga) nasal como um equipamento viável para a monitorização ventilatória. Com fornecimento de informação suficiente para cálculo das variáveis respiratórias temporais, podendo-se calcular o PR, mas alertando que seriam necessários trabalhos futuros para avaliar seu uso em medidas de vazão e volume respiratório (TRIANE; JANDRE, 2014).

V.1 Comportamento dos Sinais e Índices Fisiológicos

Índices cardíacos são utilizados para quantificar a carga cognitiva, além de estados de saúde como ansiedade e depressão. No presente trabalho, os valores dos índices de VFC seguiram os valores esperados para voluntários jovens e saudáveis. O pNN50 manteve média entre 10 e 20 % como sugerido na literatura (MIETUS et al., 2002), e reduziram durante a prática do jogo. A redução dos índices de VFC durante atividades esforço mental, como a prática de jogo, e a utilização dos mesmos como índices de esforço já foi abordada na literatura (ROSCOE, 1992), mas não são considerados bons indicadores para identificar o nível de dificuldade (WILSON, 1992) já que não são muito sensíveis a tais variações (WILSON, 2002).

A discussão a respeito da sensibilidade dos índices de VFC ao grau de demanda cognitiva é antiga na literatura (MESHKATI; HANCOCK, 1988). No presente trabalho, os índices de VFC não apresentaram sensibilidade suficiente para se diferenciar entre os níveis de dificuldade, apesar de se diferenciarem do estado de repouso. O jogo não desencadeou

diferença de resposta cardíaca suficiente entre as fases. Talvez um jogo mais atraente ou engajante poderia gerar uma diferença da resposta cardíaca significativa, já que o grau de ativação parece depender do grau de estresse envolvido na tarefa (BERNARDI et al., 2000).

A utilização dos índices respiratórios para quantificar a carga cognitiva é menos comum, e os índices utilizados se limitam a volume e tempos (GRASSMANN et al., 2016). A literatura indica aumento de frequência respiratória quando a atenção é dividida entre tarefas, como em experimentos com múltiplas atividades (NAGASAWA; HAGIWARA, 2016). O presente trabalho observou esse mesmo comportamento, com PR menores durante a prática do jogo, que exigia divisão de atenção na identificação das gemas idênticas, acompanhamento do tempo e pontuação, quando comparadas com as etapas de repouso, nas quais exigia-se apenas a concentração fixa. O PR do nível de maior dificuldade foi diferenciado dos demais níveis, provavelmente pela sua exigência de concentração para a identificação das gemas, levando em alguns casos a momentos de inibição da respiração na busca de combinações. Além disso, a concentração durante o jogo destacou o caráter involuntário e inconsciente da respiração, indicado por uma vazão respiratória mais homogênea. Já a retomada de consciência durante o repouso, com percepção dos sensores, principalmente da máscara respiratória, resultou em uma respiração voluntária, com períodos respiratórios maiores.

Trabalhos prévios do grupo de pesquisa têm se preocupado com a influência do nível de dificuldade no comportamento respiratório, assim como a literatura (GRASSMANN et al., 2016). DINIZ (2010) investigou a condução do PR por uma tarefa de atenção repetida, questionando a sua não observação pela mistura de níveis de dificuldade entre os blocos do experimento, sugerindo testar uma divisão dos blocos por dificuldade. No presente trabalho, a organização dos blocos de dificuldade propostos por DINIZ (2010) foi realizada e facilitou a observação da variação do $PR_{\bar{x}}$, que se diferenciou entre os níveis de dificuldade, sendo observadas portanto mudanças no padrão ventilatório durante a realização de tarefas de atenção. O $PR_{\bar{x}}$ diferenciado da fase de maior dificuldade facilitou a identificação de diferença estatística significativa desse nível com os demais.

Outra discussão relevante é a avaliação crítica a consideração da ASR como indicador da atividade do SNA, na ausência da aquisição do sinal respiratório. Apesar da

correlação entre o PM_{ASR} e o $PR_{\bar{x}}$ não se mostrarem significativas, os resultados do presente trabalho identificaram um comportamento similar entre esses dois índices. O presente estudo corroborou a relação do fenômeno de ASR com o $PR_{\bar{x}}$, observando a redução do PM_{ASR} com a redução do $PR_{\bar{x}}$ nas etapas de jogo, apoiando outros achados de sobre a ASR durante atividades mentais (ALTHAUS et al., 1998; BERNARDI et al., 2000). Associada à forte correlação com os índices de VFC, os resultados do presente trabalho apoiam a defesa de GROSSMAN e TAYLOR (2007) da conceitualização do fenômeno de ASR como resultante da interação dos sistemas cardíaco e respiratório. O PM_{ASR} não se mostrou sensível o suficiente para se diferenciar em todas as etapas de dificuldade: não se diferenciou nas etapas T e DS, apoiando os achados de MUTH (2012) que indicaram a ASR como diferenciados dos níveis de maior e menor carga cognitiva.

A utilização dos índices eletrodérmicos para quantificar a carga cognitiva é complexa. Os valores de EDA são variáveis entre indivíduos, e exigem normalização para serem comparados. O comportamento da atividade eletrodérmica na variação de dificuldade de uma tarefa não está definido na literatura, sendo dependente do tipo da tarefa executada e do estresse associado a ela. Sabe-se que a condutância é incrementada pela ativação simpática que por sua vez é ativada em situações de estresse (BOUCSEIN, 2012). Durante a resolução de cálculos aritméticos, a literatura já observou tanto incremento (NOURBAKHSH et al., 2012) quanto redução (IKEHARA; CROSBY, 2005) da EDA com o aumento da dificuldade da tarefa. A associação da condutância eletrodérmica com o estresse é mais estabelecida, e foi utilizada para explicar o aumento de condutância durante a etapa mais fácil: é possível que o caráter cansativo e demasiadamente fácil da tarefa, teria estressado os voluntários (IKEHARA; CROSBY, 2005).

No presente trabalho, a resposta de $EDA_{\bar{x}}$ superior durante a etapa de repouso em alguns voluntários pode ser explicada pelo estresse causado na etapa de repouso, justificativa que já foi apresentada em outros trabalhos (HAAPALAINEN et al., 2010). No presente trabalho, o $EDA_{\bar{x}}$ na fase T foi superior à média dos repousos, e nas demais fases foi inferior. Esse incremento durante a fase T pode indicar que essa fase era extremamente fácil; já a etapa de maior dificuldade foi estressante e ficou próxima ao estresse durante o repouso. Assim, a etapa que foi diferenciada com sucesso pelos índices eletrodérmicos foi a de nível intermediário, que provavelmente desafia os voluntários sem ser fácil demais.

Os índices de amplitude de EDR e N_{EDR} não tem uma definição de comportamento na literatura, principalmente pela dificuldade de comparação desses índices entre os indivíduos e entre os trabalhos. Alguns trabalhos, inclusive, pautam a normalização equivocada ou ausente como a responsável pelo insucesso dos índices de EDA como indicadores de dificuldade (IKEHARA; CROSBY, 2005). HAAPALAINEN (2010) apontou a não diferenciação dos índices eletrodérmicos como consequência da ausência da normalização dos mesmos, que resultou em uma análise individual, sem comparação entre os indivíduos.

Além disso, HAAPALAINEN (2010) solicitou aos seus voluntários que fechassem os olhos durante a etapa de repouso. Esse tipo de repouso pode afetar as respostas fisiológicas, reduz a quantidade de estímulos que o voluntário recebe, e é diverso ao repouso do presente trabalho. NOURBAKHS (2012) comparou os resultados dos índices antes e depois da normalização individual e confirmou que os resultados só ficaram significativos após a normalização, concluindo que a normalização reduz a influência individual, permitindo a comparação entre os indivíduos. A dificuldade de comparação de responsividade entre os indivíduos gerou a necessidade de propor índices que consideram a amplitude e o número de respostas. No presente trabalho, foram criados dois índices eletrodérmicos de responsividade, que diferenciaram a etapa de dificuldade intermediária das demais, EDR_{rel} e $\Delta\overline{EDR}$. Ambos se mostraram interessantes pois embutem em seu cálculo o somatório de amplitudes, e em seu cálculo são normalizados pela resposta individual em todo o experimento.

A normalização internalizada no cálculo dos índices de responsividade desenvolvidos no presente trabalho tem lógica parecida com a normalização da condutância eletrodérmica por NOURBAKHS (2012), na qual cada etapa do experimento foi normalizada pelo comportamento geral de cada indivíduo. Porém a análise de NOURBAKHS (2012) era da EDA no domínio da frequência. Espera-se que os dois índices criados no presente trabalho contribuam para a pesquisa em eletro-fisiologia das respostas eletrodérmicas, preenchendo lacunas de consideração da dimensão temporal discutida por LAJANTE (2012). Esses dois índices, tiveram mais diferenças estatísticas do que os índices apenas de amplitude, de forma semelhante às taxas de excitação no trabalho de BAUER (1998).

Já sobre a correlação entre os índices de N_{EDR} e $EDA_{\bar{x}}$, concorda-se aqui com a literatura que afirma que quanto maior o valor médio de EDA, maior será o número de respostas eletrodérmicas (BOUCSEIN, 2012). E concorda com o experimento de AVERTY (2004) no qual o EDA apresentou correlação linear (0,87) com o nível de dificuldade da tarefa que era o número de aeronaves monitoradas. O presente trabalho não identifica correlação significativa entre os índices cardíacos e eletrodérmicos, já observada em outros estudos, como o de WILSON (2002) que os relacionou durante a análise de carga mental em pilotos de avião. A etapa do experimento que apresentou maior FC foi a mesma que apresentou o maior número de NEDR em 11 voluntários. Provavelmente a não diferenciação dos índices cardíacos entre as etapas pode ter mascarado essa possível correlação entre os dois sistemas.

Houve preocupação com um possível viés de seleção durante a convocação de voluntários por pessoas que gostam e tem familiaridade com videogame. Os resultados e o questionário pós-experimental sobre a prática de videogame atenderam essa questão. Apenas 13 jogavam sempre videogame, 9 às vezes e 8 nunca, e 3 desse último grupo não gostam de videogame.

V.2 Limitações

Apesar de ser uma limitação, o desprezo de interferências presentes no mundo real é inerente a estudos laboratoriais, e podem influenciar os resultados. Não apenas ruídos e interferências durante o experimento, mas também fatores externos ao experimento como algum estresse prévio ao experimento, privação de sono ou até mesmo equívocos no preenchimento dos questionários. O controle dessas variáveis é mais difícil quando o protocolo é realizado uma única vez.

Soluções para amenizar essas limitações foram aplicadas no presente estudo. Os questionários e a anamnese do voluntário antes e após o experimento, buscando a compreensão do estado do voluntário, e possível identificação de um fator externo é um exemplo. Os experimentos foram realizados em ambiente propício e silencioso, e os ruídos do exterior do laboratório foram reduzidos por placas avisando a ocorrência do experimento.

A consciência do voluntário em estar sendo observado pode alterar as respostas fisiológicas e pode, pois, ser considerado limitante, sendo por si só um fator estressor. A análise exploratória dos dados considerando os relatos de desconforto foi uma tentativa de observar essa limitação. Uma amostra maior é necessária para observação dessas potenciais influências externas.

VI. Conclusão

O presente estudo resulta em apoio à hipótese de que diferentes níveis de dificuldade de uma tarefa cognitiva alteram sinais fisiológicos respiratórios, cardíacos e eletrodérmicos quando comparados ao estado de repouso. No entanto, os índices de VFC não apresentam sensibilidade suficiente para se diferenciar entre os níveis de dificuldade no tipo de jogo aplicado. Os níveis PB e DS, correspondentes respectivamente à maior dificuldade e à dificuldade intermediária, apresentaram respectivos índices respiratórios e eletrodérmicos significativamente diferentes dos demais níveis.

Os dois índices de responsividade eletrodérmica EDR_{rel} e $\overline{\Delta EDR}$, desenvolvidos no presente trabalho são potenciais indicadores do grau de dificuldade de uma tarefa cognitiva, além de potenciais ferramentas para a comunidade científica como solução para dificuldades de comparação e normalização dos dados eletrodérmicos. Adicionalmente, o presente trabalho mostra o PR como um potencial diferenciador de níveis de dificuldade de uma tarefa cognitiva, e a organização da tarefa em blocos de dificuldade da tarefa como facilitador da observação da variação do PR.

Assim como o PR, o PM_{ASR} foi bem-sucedido em diferenciar o nível PB dos demais níveis e, portanto, também parece um potencial indicador de dificuldade de uma tarefa cognitiva. Comportamentos similares entre o PR e o PM_{ASR} sustentam o questionamento defendido no presente trabalho a respeito do uso do fenômeno de ASR como um indicador de ativação do SNAp sem a correspondente aquisição e análise do sinal respiratório.

O presente trabalho procura ter condições controladas para evitar que possíveis desconfortos alterassem os sinais fisiológicos. O nível de dificuldade aparentemente teve influência mais intensa nas respostas fisiológicas em relação aos fatores tempo e desconforto, que foram descartados como influenciadores significativos na análise exploratória.

É importante salientar que nenhum índice se diferenciou estatisticamente em todos os 3 níveis de dificuldade, e não foram identificadas correlações significativas entre índices fisiológicos de sistemas diferentes além da correlação entre os índices da VFC e o de

PM_{ASR} . Porém, uma associação entre índices eletrodérmicos e respiratórios em um modelo matemático pode ser interessante para diferenciar todos os níveis de dificuldade.

O desenvolvimento do presente trabalho levantou novas perguntas, sugestões e necessidades. Entre elas, a de novos estudos que avaliem a influência da etapa de repouso, assim como a percepção da instrumentação. Para se observar a percepção da instrumentação respiratória, o experimento poderia ser separado em dois momentos, cada um com uma aquisição de vazão respiratória distinta (máscara, faixa ou pronga nasal), e os resultados nas etapas de repouso de cada um dos momentos de um mesmo voluntário, comparados. Estudos adicionais, com maior tamanho de amostra, poderiam esclarecer mais a respeito da influência do desconforto nas respostas fisiológicas, principalmente na etapa de repouso, categorizando a amostra pelo tipo desconforto.

Será interessante, para trabalhos futuros, a utilização do IDATE antes do experimento, para avaliar a propensão a ansiedade dos voluntários, categorizando a amostra em mais ou menos propensos. Assim como após cada etapa de jogo, para avaliar a ansiedade proporcionada por cada nível de dificuldade do jogo. O IDATE poderia ser digitalizado e preenchido anteriormente a cada etapa de repouso, no mesmo computador e tela do experimento. Outra sugestão, para melhor compreensão da influência do estresse na EDR durante diferentes níveis de dificuldade de uma tarefa cognitiva, é a separação da atividade em blocos de nível de estresse, além da separação em blocos de dificuldade. Adicionalmente, sugere-se a repetição do protocolo do presente trabalho com um jogo mais intenso e menos controlado para observar se a modificação estatisticamente significativa nas respostas cardíacas entre os níveis de dificuldade, assim como se correlações significativas entre os índices de VFC e eletrodérmicos são desencadeadas.

Os sinais fisiológicos registrados no presente trabalho contêm informações que podem ser exploradas em trabalhos futuros, como volume respiratório, tempo de subida e recuperação de EDR, além da resposta fisiológica pós-tarefa, representada nesse trabalho pelo repouso final. A compreensão dessas respostas pós-tarefa é pouco explorada na literatura, e pode ser objeto de trabalhos futuros.

Os índices de responsividade eletrodérmica, assim como as rotinas de programação desenvolvidas, incorporadas ao mecânica, ou em forma de protótipos, podem ser ulteriormente atualizadas e programadas para facilitar futuros usos.

Referências

- ALTHAUS, M. et al. Influence of respiratory activity on the cardiac response pattern to mental effort. **Psychophysiology**, v. 35, n. 4, p. 420–430, jul. 1998.
- AVERTY, P. et al. Mental workload in air traffic control: an index constructed from field tests. **Aviation, Space, and Environmental Medicine**, v. 75, n. 4, p. 333–341, abr. 2004.
- BAUMERT, M.; JAVORKA, M.; KABIR, M. Joint symbolic dynamics for the assessment of cardiovascular and cardiorespiratory interactions. **Philosophical Transactions. Series A, Mathematical, Physical, and Engineering Sciences**, v. 373, n. 2034, fev. 2015.
- BEAR, M.; CONNORS, B.; PARADISO, M. **Neurociências Desvendando o Sistema Nervoso**. [s.l.] artmed, 2008.
- BEAUCHAINE, T. Vagal tone, development, and Gray's motivational theory: toward an integrated model of autonomic nervous system functioning in psychopathology. **Development and Psychopathology**, v. 13, n. 2, p. 183–214, 2001.
- BERNARDI, L. et al. Effects of controlled breathing, mental activity and mental stress with or without verbalization on heart rate variability. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 35, n. 6, p. 1462–1469, maio 2000.
- BERNTSON, G. G. et al. Heart rate variability: origins, methods, and interpretive caveats. **Psychophysiology**, v. 34, n. 6, p. 623–648, nov. 1997.
- BIAGGIO, A. M. B.; NATALÍCIO, L.; SPIELBERGER, C. D. Desenvolvimento da forma experimental em português do Inventário de Ansiedade Traço-Estado (IDATE) de Spielberger. **Arquivos Brasileiros de Psicologia Aplicada**, v. 29, n. 3, p. 31–44, mar. 1977.
- BLAIN, S.; CHAU, T.; MIHAILIDIS, A. Peripheral Autonomic Signals as Access Pathways for Individuals with Severe Disabilities: A Literature Appraisal. **The Open Rehabilitation Journal**, v. 1, n. 1, p. 27–37, 13 out. 2008.
- BOUCHARD, S. et al. Using biofeedback while immersed in a stressful videogame increases the effectiveness of stress management skills in soldiers. **PloS One**, v. 7, n. 4, p. e36169, 2012.
- BOUCSEIN, W. **Electrodermal Activity**. [s.l.] Springer, 2012.
- BOUCSEIN, W. et al. Publication recommendations for electrodermal measurements. **Psychophysiology**, v. 49, n. 8, p. 1017–1034, ago. 2012.
- BUONVISO, N. et al. Adaptation and Plasticity of Breathing during Behavioral and Cognitive Tasks. **Neural Plasticity**, v. 2016, p. 2804205, 2016.

CALABRESE, P. et al. Cardiorespiratory interactions during resistive load breathing. **American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology**, v. 279, n. 6, p. R2208–R2213, 1 dez. 2000.

CARREIRO, S. et al. Real-Time Mobile Detection of drug use with wearable biosensors: Apilot Study. **J. Med. Toxicol.**, v. 11, p. 73–79, 2014.

CARRILLO, E. et al. Gender differences in cardiovascular and electrodermal responses to public speaking task: the role of anxiety and mood states. **International Journal of Psychophysiology**, v. 42, n. 3, p. 253–264, nov. 2001.

CARVALHO, H. W. et al. Structural validity and reliability of the Positive and Negative Affect Schedule (PANAS): Evidence from a large Brazilian community sample. **Revista Brasileira de Psiquiatria**, v. 35, n. 2, p. 169–172, jun. 2013.

CHAMPION, E.; DEKKER, A. Biofeedback and Virtual Environments. **International Journal of Architectural Computing**, v. 9, n. 4, p. 377–395, dez. 2011.

CHANG, J. S. et al. Altered cardiorespiratory coupling in young male adults with excessive online gaming. **Biological Psychology**, v. 110, p. 159–166, set. 2015.

CHARLTON, S. G. **Handbook of human factors testing and evaluation**. [s.l.] Taylor & Francis Group, 2001.

CLARK, L. A.; WATSON, D.; LEEKA, J. Diurnal variation in the Positive Affects. **Motivation and Emotion**, v. 13, n. 3, p. 205–234, set. 1989.

COOPER, H. E.; CLUTTON-BROCK, T. H.; PARKES, M. J. Contribution of the respiratory rhythm to sinus arrhythmia in normal unanesthetized subjects during positive-pressure mechanical hyperventilation. **American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology**, v. 286, n. 1, p. H402–H411, jan. 2004.

CORPO DE BOMBEIROS MILITAR. **LIMPEZA, DESINFECÇÃO E GERENCIAMENTO DE RESÍDUOS DE SERVIÇO DE SAÚDE**. Campo Grande: SECRETARIA DE JUSTIÇA E SEGURANÇA PÚBLICA, 2014. Disponível em: <<http://www.bombeiros.ms.gov.br/wp-content/uploads/sites/37/2015/05/9-MANUAL-DE-DESINFEC%C3%87%C3%83O.pdf>>. Acesso em: 1 jun. 2017.

CRITCHLEY, H. D. et al. Neural activity relating to generation and representation of galvanic skin conductance responses: a functional magnetic resonance imaging study. **The Journal of Neuroscience: The Official Journal of the Society for Neuroscience**, v. 20, n. 8, p. 3033–3040, abr. 2000.

DALEY, S. G.; WILLETT, J. B.; FISCHER, K. W. Emotional responses during reading: Physiological responses predict real-time reading comprehension. **Journal of Educational Psychology**, v. 106, n. 1, p. 132–143, 2014.

DE SAMPAIO BARROS, M. F. et al. Flow experience and the mobilization of attentional resources. **Cognitive, Affective & Behavioral Neuroscience**, maio 2018.

DENVER, J. W.; REED, S. F.; PORGES, S. W. Methodological Issues in the Quantification of Respiratory Sinus Arrhythmia. **Biological psychology**, v. 74, n. 2, p. 286–294, fev. 2007.

DINIZ, A. L. N. **Uma tarefa de atenção pode conduzir involuntariamente o ritmo respiratório?** Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2010.

DONCHIN, E.; PORGES, S. W.; COLES, M. G. H. (EDS.). **Psychophysiology: Systems, Processes, and Applications**. New York: The Guilford Press, 1986.

DRACHEN, A. et al. **Correlation Between Heart Rate, Electrodermal Activity and Player Experience in First-person Shooter Games**. Proceedings of the 5th ACM SIGGRAPH Symposium on Video Games. New York, NY, USA: ACM, 2010Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/1836135.1836143>>. Acesso em: 18 jan. 2017

ECKBERG, D. L. Point Counterpoint: Respiratory sinus arrhythmia is due to a central mechanism vs. respiratory sinus arrhythmia is due to the baroreflex mechanism. **Journal of Applied Physiology**, v. 106, n. 5, p. 1740–1742, maio 2009.

EDELBERG, R. Biopotentials from the skin surface: the hydration effect. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 148, n. 1, p. 252–262, fev. 1968.

EDELBERG, R. Relation of electrical properties of skin to structure and physiologic state. **The Journal of Investigative Dermatology**, v. 69, n. 3, p. 324–327, set. 1977.

FELDMAN, J. L.; MITCHELL, G. S.; NATTIE, E. E. Breathing: rhythmicity, plasticity, chemosensitivity. **Annual Review of Neuroscience**, v. 26, p. 239–266, 2003.

FENZ, W.; EPSTEIN, S. Gradients of physiological arousal in parachutists as a function of an approaching jump. **Psychosomatic Medicine**, v. 29, n. 1, p. 33–51, fev. 1967.

FRIJDA, N. H. **The Emotions**. Cambridge: Cambridge University Press, 1986.

GALLETLY, D. C.; LARSEN, P. D. Cardioventilatory coupling in heart rate variability: methods for qualitative and quantitative determination. **British Journal of Anaesthesia**, v. 87, n. 6, p. 827–833, dez. 2001.

GARCIA, A. J. et al. Cardiorespiratory coupling in health and disease. **Autonomic Neuroscience: Basic & Clinical**, v. 175, n. 1–2, p. 26–37, abr. 2013.

GAUTHIER, T. Detecting Trends Using Spearman's Rank Correlation Coefficient. **Environmental Forensics**, v. 2, p. 359–362, dez. 2001.

GERIN, W.; PIEPER, C.; PICKERING, T. Anticipatory and residual effects of an active coping task on pre- and post-stress baselines. **Journal of Psychosomatic Research**, v. 38, n. 2, p. 139–149, fev. 1994.

GIANNELLA-NETO, A. et al. Design and calibration of unicapillary pneumotachographs. **Journal of Applied Physiology**, v. 84, n. 1, p. 335–343, jan. 1998.

GILAD, O. et al. Phase-averaged characterization of respiratory sinus arrhythmia pattern. **American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology**, v. 288, n. 2, p. H504–H510, fev. 2005.

GOLDSTEIN, B.; SANDERS, J. Skin response to repetitive mechanical stress: a new experimental model in pig. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, n. 3, p. 265–272, mar. 1998.

GOVENDER, M. et al. Clinical and Neurobiological Perspectives of Empowering Pediatric Cancer Patients Using Videogames. **Games for Health Journal**, v. 4, n. 5, p. 362–374, out. 2015.

GRASSMANN, M. et al. Respiratory Changes in Response to Cognitive Load: A Systematic Review. **Neural Plasticity**, 2016.

GROSSMAN, P.; SVEBAK, S. S. Respiratory sinus arrhythmia as an index of parasympathetic cardiac control during active coping. **Psychophysiology**, v. 24, n. 2, p. 228–235, mar. 1987.

GROSSMAN, P.; TAYLOR, E. W. Toward understanding respiratory sinus arrhythmia: Relations to cardiac vagal tone, evolution and biobehavioral functions. **Biological Psychology**, v. 74, n. 2, p. 263–285, fev. 2007.

GROSSMAN, P.; VAN BEEK, J.; WIENTJES, C. A comparison of three quantification methods for estimation of respiratory sinus arrhythmia. **Psychophysiology**, v. 27, n. 6, p. 702–714, nov. 1990.

GUAN, L. et al. Glucose control and autonomic response during acute stress in youth with type 1 diabetes: A pilot study. **Pediatric Diabetes**, abr. 2018.

HAAPALAINEN, E. et al. **Psycho-physiological Measures for Assessing Cognitive Load**. Proceedings of the 12th ACM International Conference on Ubiquitous Computing. UbiComp'10. New York, NY, USA: ACM, 2010. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/1864349.1864395>>. Acesso em: 1 dez. 2016

HALLAKE, J. **Eletrocardiografia**. [s.l.] MEDSI, 1994.

HAMLET, S. M. et al. An interactive videogame designed to improve respiratory navigator efficiency in children undergoing cardiovascular magnetic resonance. **Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance**, v. 18, n. 1, p. 54, set. 2016.

HASTRUP, J. L. Duration of Initial Heart Rate Assessment in Psychophysiology: Current Practices and Implications. **Psychophysiology**, v. 23, n. 1, p. 15–18, jan. 1986.

HEALEY, J. A.; PICARD, R. W. Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors. **IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems**, v. 6, n. 2, p. 156–166, jun. 2005.

HÉBERT, S. et al. Physiological stress response to video-game playing: the contribution of built-in music. **Life Sciences**, v. 76, n. 20, p. 2371–2380, abr. 2005.

HERBELIN, B. et al. **Virtual Reality in Cognitive Behavioral Therapy : a Study on Social Anxiety Disorder**. In: CONFERENCE VSMM. 2002. Acesso em: 1 nov. 2016

HINKLE, D. E.; WIERSMA, W.; JURIS, S. G. **Applied statistics for the behavioral sciences**. 5. ed. London: Boston, Mass., 2003.

HIRSCH, J. A.; BISHOP, B. Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate. **The American Journal of Physiology**, v. 241, n. 4, p. H620–629, out. 1981.

IKEHARA, C.; CROSBY, M. **Assessing Cognitive Load with Physiological Sensors**. Proceedings of the 38th Annual Hawaii International Conference on System Sciences. Hawaii: IEEE Xplore, jan. 2005

JENNINGS, R. et al. Alternate cardiovascular baseline assessment techniques: vanilla or resting baseline. **Psychophysiology**, v. 29, n. 6, p. 742–750, nov. 1992.

JOFFILY, M. **Toolbox for Electrodermal Activity (EDA) preprocessing and analysis** Github, 2013. Disponível em: <<https://github.com/mateusjoffily/EDA>>. Acesso em: 22 ago. 2017

JOHNSON, D. **Fundamentos de Análise de Circuitos Elétricos**. Edição: 4 ed. Rio de Janeiro: LTC, 1994.

KELSEY, R. M. et al. Cardiovascular reactivity and adaptation to recurrent psychological stress: effects of prior task exposure. **Psychophysiology**, v. 36, n. 6, p. 818–831, nov. 1999.

KING, L. (ED.). **Game on: The History and Culture of Videogames**. London: Laurence King Publishing, 2002.

KIVIKANGAS, J. M. et al. Gender Differences in Emotional Responses to Cooperative and Competitive Game Play. **PLoS ONE**, v. 9, n. 7, p. e100318, jul. 2014.

LAJANTE, M. et al. Opening the black box of electrodermal activity in consumer neuroscience research. **Journal of Neuroscience, Psychology, and Economics**, v. 5, n. 4, p. 238–249, 2012.

LARSEN, P. D. et al. Respiratory sinus arrhythmia in conscious humans during spontaneous respiration. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, v. 174, n. 1–2, p. 111–118, nov. 2010.

LEDOWSKI, T. et al. The assessment of postoperative pain by monitoring skin conductance: results of a prospective study. **Anaesthesia**, v. 62, n. 10, p. 989–993, out. 2007.

LINDEN, W.; MCEACHERN, H. M. A review of physiological prestress adaptation: effects of duration and context. **International Journal of Psychophysiology**, v. 2, n. 4, p. 239–245, abr. 1985.

LYKKEN, D. T.; VENABLES, P. H. Direct measurement of skin conductance: a proposal for standardization. **Psychophysiology**, v. 8, n. 5, p. 656–672, set. 1971.

MALMIVUO, J.; PLONSEY, R. **Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields**. [s.l.] Oxford University Press, 1995.

MESHKATI, N.; HANCOCK, P. A. Heart Rate Variability and Mental Workload Assessment. In: **Advances in Psychology**. Human Mental Workload. Los Angeles: North-Holland, 1988. v. 52p. 101–115.

MIETUS, J. E. et al. The pNNx files: re-examining a widely used heart rate variability measure. **Heart (British Cardiac Society)**, v. 88, n. 4, p. 378–380, out. 2002.

MONCADA, M. E.; DE LA CRUZ, J. Electrodermal activity - a review. **Ingeniería e Investigación**, v. 31, n. 2, p. 143–151, ago. 2011.

MOORE, D. S.; NOTZ, W. I.; FLINGNER, M. A. **A Estatística Básica e Sua Prática - 6ª Ed. 2014**. 6 ed. Rio de Janeiro: LTC, 2014.

MOURÃO JÚNIOR, C. A.; ABRAMOV, D. M. **Fisiologia Essencial**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2011.

MULDER, L. J. M. Measurement and analysis methods of heart rate and respiration for use in applied environments. **Biological Psychology**, Special Issue Cardiorespiratory Measures and their Role in Studies of Performance. v. 34, n. 2, p. 205–236, nov. 1992.

MUTH, E. R. et al. Respiratory sinus arrhythmia as a measure of cognitive workload. **International Journal of Psychophysiology: Official Journal of the International Organization of Psychophysiology**, v. 83, n. 1, p. 96–101, jan. 2012.

NAGASAWA, T.; HAGIWARA, H. **Workload Induces Changes in Hemodynamics, Respiratory Rate and Heart Rate Variability**. 2016 IEEE 16th International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE). out. 2016

NATIONAL INSTRUMENTS. **NI Test, Measurement and Embedded Systems - National Instruments**. Disponível em: <<http://www.ni.com/pt-br.html>>. Acesso em: 6 dez. 2016.

NORMANN, R. A. **Principles of Bioinstrumentation**. [s.l.] John Wiley & Sons, 1988.

NOURBAKHS, N. et al. **Using galvanic skin response for cognitive load measurement in arithmetic and reading tasks**. Proceedings of the 24th Australian Computer-Human Interaction Conference, OzCHI 2012. nov. 2012

PASTORE, C. A. et al. Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre Análise e Emissão de Laudos Eletrocardiográficos (2009). **Arq Bras Cardiol**, v. 3, p. 1–19, 2009.

PEREIRA, C. A. DE C. P. Diretrizes para testes de função pulmonar - Espirometria. **J Pneumol**, v. 28, 2002.

PEREIRA, S. S. P. et al. Desinfecção com hipoclorito de sódio em superfícies ambientais hospitalares na redução de contaminação e prevenção de infecção: revisão sistemática. v. 49, n. 4, p. 681–688, 2015.

PICARD, R. W. Future affective technology for autism and emotion communication. v. 364, n. Phil. Trans. R. Soc. B, p. 3575–3584, 2009.

PINO, A. V. et al. Mecânica – Um Programa para Análise do Sistema Respiratório. **Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, 2002.

PINO, A. V. et al. DAS - Um programa de aquisição e processamento de sinais para engenharia pulmonar. **IFMBE Proc**, v. 5, p. 765–768, 2004.

PRICE, C. J.; CROWELL, S. E. Respiratory Sinus Arrhythmia as a Potential Measure in Substance Use Treatment-Outcome Studies. **PubMed Journals**, v. 111, p. 615–625, 2016.

RANI, P.; LIU, C.; SARKAR, N. **Affective Feedback in Closed Loop Human-robot Interaction**. Proceedings of the 1st ACM SIGCHI/SIGART Conference on Human-robot Interaction. New York, NY, USA: ACM, 2006 Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/1121241.1121303>>

RAVAJA, N. et al. The Psychophysiology of Video Gaming: Phasic Emotional Responses to Game Events. **Emotion**, p. 114–20, 2008.

RITZ, T. Studying noninvasive indices of vagal control: the need for respiratory control and the problem of target specificity. **Biological psychology**, v. 80, n. 2, p. 158–168, 2009

ROSCOE, A. H. Assessing pilot workload. Why measure heart rate, HRV and respiration? **Biological Psychology**, v. 34, n. 2–3, p. 259–287, nov. 1992.

SABB, F. W. et al. A collaborative knowledge base for cognitive phenomics. **Molecular Psychiatry**, v. 13, n. 4, p. 350–360, abr. 2008.

SANDERS, G. J. et al. Physiologic Responses, Liking and Motivation for Playing the Same Video Game on an Active Versus a Traditional, Non-Active Gaming System. **International Journal of Exercise Science**, v. 5, n. 2, p. 160–169, 2012.

SCHAEFER, H. S. et al. Brain, body, and cognition: neural, physiological and self-report correlates of phobic and normative fear. **Biological Psychology**, v. 98, p. 59–69, abr. 2014.

SCHWARTZ, M. S.; ANDRASIK, F. (EDS.). **Biofeedback: A Practitioner's Guide**. 3 edition ed. New York: The Guilford Press, 2003.

SHARMA, R. et al. Assessment of computer game as a psychological stressor. **Indian Journal of Physiology and Pharmacology**, v. 50, n. 4, p. 367–374, dez. 2006.

SHI, Y. et al. **Galvanic Skin Response (GSR) As an Index of Cognitive Load**. CHI '07 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems. New York, NY, USA: ACM, 2007. Disponível em: <<http://doi.acm.org/10.1145/1240866.1241057>>

SOAR. Disponível em: <<https://www.soarmp3.com/>>. Acesso em: 25 jan. 2018.

STEPTOE, A. et al. Aerobic fitness, physical activity, and psychophysiological reactions to mental tasks. **Psychophysiology**, v. 27, n. 3, p. 264–274, maio 1990.

STORM, H. et al. Skin conductance correlates with perioperative stress. **Acta Anaesthesiologica Scandinavica**, v. 46, n. 7, p. 887–895, ago. 2002.

SWEIGART, AL. **Gemgem (Bejeweled clone)**. Disponível em: <[http://pygame.org/project-Gemgem+\(Bejeweled+clone\)-1922-.html](http://pygame.org/project-Gemgem+(Bejeweled+clone)-1922-.html)>. Acesso em: 6 dez. 2016.

TASK FORCE OF THE EUROPEAN SOCIETY OF CARDIOLOGY; THE NORTH AMERICAN SOCIETY OF PACING AND ELECTROPHYSIOLOGY. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. **European Heart Journal**, v. 17, p. 354–381, 1996.

TOCCHIO, H. **Interpretação Clínica do Eletrocardiograma**. [s.l.] Livraria Atheneu, 1986.

TRIANE, V. D.; JANDRE, F. C. **O Cateter nasal pode ser utilizado para monitorização da ventilação espontânea?**. XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica 2014. Disponível em: <http://www.canal6.com.br/cbeb/2014/artigos/cbeb2014_submission_585.pdf>. Acesso em: 18 ago. 2018

TURNER, J. R.; CARROLL, D. Heart Rate and Oxygen Consumption during Mental Arithmetic, a Video Game, and Graded Exercise: Further Evidence of Metabolically-Exaggerated Cardiac Adjustments? **Psychophysiology**, v. 22, n. 3, p. 261–267, 1 maio 1985.

VALENZA, G.; LANATÀ, A.; SCILINGO, E. P. Oscillations of heart rate and respiration synchronize during affective visual stimulation. **IEEE transactions on information technology in biomedicine: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 16, n. 4, p. 683–690, jul. 2012.

VAN DER LEE, R. et al. Feasibility of monitoring stress using skin conduction measurements during intubation of newborns. **European Journal of Pediatrics**, v. 175, n. 2, p. 237–243, fev. 2016.

VAN DER VIJGH, B. et al. Meta-analysis of digital game and study characteristics eliciting physiological stress responses: Meta-analysis of stressor game and methodologies. **Psychophysiology**, v. 52, n. 8, p. 1080–1098, ago. 2015.

VAN DOOREN, M.; DE VRIES, J. J. G. G.-J.; JANSSEN, J. H. Emotional sweating across the body: comparing 16 different skin conductance measurement locations. **Physiology & Behavior**, v. 106, n. 2, p. 298–304, 15 maio 2012.

VERDE, T. et al. Sweat composition in exercise and in heat. **Journal of Applied Physiology**, v. 53, n. 6, p. 1540–1545, 1 dez. 1982.

VISNOVCOVA, Z. et al. The complexity of electrodermal activity is altered in mental cognitive stressors. **Computers in Biology and Medicine**, v. 79, p. 123–129, 1 dez. 2016.

WANG, X.; PERRY, A. C. Metabolic and Physiologic Responses to Video Game Play in 7- to 10-Year-Old Boys. **Archives of Pediatrics & Adolescent Medicine**, v. 160, n. 4, p. 411, 1 abr. 2006.

WATSON, D.; CLARK, L. A. Positive and Negative Affectivity and Their Relation to Anxiety and Depressive Disorders. v. 97, n. 3, p. 346–353, 1988.

WATSON, D.; CLARK, L. A. C.; TELLEGEN, A. Development and validation of brief measures of positive and negative affect: the PANAS scales. **Journal of Personality and Social Psychology**, v. 54, n. 6, p. 1063–1070, jun. 1988.

WATSON, D.; TELLEGEM, A. Toward a consensual structure of mood. v. 98, n. 2, p. 219–235, 1985.

WIDJAJA, D. et al. Cardiorespiratory dynamic response to mental stress: a multivariate time-frequency analysis. **Computational and Mathematical Methods in Medicine**, v. 2013, p. 451857, 2013.

WILSON, G. F. Applied use of cardiac and respiration measures: practical considerations and precautions. **Biological Psychology**, v. 34, n. 2–3, p. 163–178, nov. 1992.

WILSON, G. F. An analysis of mental workload in pilots during flight using multiple psychophysiological measures. **The International Journal of Aviation Psychology**, v. 12, n. 1, p. 3–18, 2002.

WILSON, G. F.; RUSSELL, C. A. Real-Time Assessment of Mental Workload Using Psychophysiological Measures and Artificial Neural Networks. **Human Factors**, v. 45, n. 4, p. 635–644, 1 dez. 2003.

ZHANG, J.; YU, X.; XIE, D. Effects of mental tasks on the cardiorespiratory synchronization. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, v. 170, n. 1, p. 91–95, 31 jan. 2010.

Anexo I

Parecer Consubstanciado do CEP

UFRJ - HOSPITAL
UNIVERSITÁRIO CLEMENTINO
FRAGA FILHO DA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeito de tarefa cognitivo-comportamental sobre interações cardiorrespiratórias

Pesquisador: JULIANA PEREIRA LOUREIRO

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 67029817.5.0000.5257

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

Patrocinador Principal: UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.030.378

Apresentação do Projeto:

Protocolo 085-17, do grupo III, recebido em 10.4.2017.

As informações colocadas nos campos denominados "Apresentação do Projeto", "Objetivo da Pesquisa" e "Avaliação dos Riscos e Benefícios" foram retiradas do documento intitulado "PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_898053.pdf"(submetido na Plataforma Brasil em 10.04.2017)

Introdução:

O sistema nervoso autônomo (SNA) é responsável por coordenar funções involuntárias, viscerais e homeostáticas do corpo humano (BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A., 2008). Dentre os métodos de avaliação do SNA estão a medição e análise dos sinais biológicos e metabólitos (DA SILVA et al., 2007). Esses retratam estados emocionais e de atividade cognitiva que se intercomunicam na psicofisiologia. Dados de variabilidade da frequência cardíaca (VFC), representada pela variação dos intervalos RR (iRR) no ciclo cardíaco, permitem a definição de parâmetros e índices de predição de resposta autonômica e de atividade vagal do coração (DIKECLIGIL; MUJICA-PARODI, 2010). A duração dos intervalos R-R na VFC é modificada de acordo

Endereço: Rua Prof. Rodolpho Paulo Rocco Nº255 Sala 01D-46
Bairro: Cidade Universitária CEP: 21.941-913
UF: RJ Município: RIO DE JANEIRO
Telefone: (21)3938-2480 Fax: (21)3938-2481 E-mail: cep@hucff.ufrj.br

Anexo II

Questionário dos critérios de inclusão e exclusão

Questionário critérios de inclusão

Projeto de Pesquisa submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital
Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF/UFRJ)

Efeito de tarefa cognitivo-comportamental sobre interações cardiorrespiratórias

Número do Voluntário: Idade: Peso: Altura: Hora:

Leia atentamente as perguntas a baixo, caso uma ou mais delas forem verdadeiras marque a opção no final da folha com um “X”.

Você é alérgico a silicone ou a material adesivo?

Você possui alguma de alterações visuais não corrigida?

Você possui algum distúrbio neurológico ou psiquiátrico?

Você fuma? Tem histórico de doenças pulmonares ou cardiovasculares?

Usa medicamentos anti-hipertensivos, bloqueadores autonômicos, ansiolíticos ou qualquer outro medicamento que atue no sistema cardiovascular, pulmonar ou autônomo?

Você não quer mais participar da pesquisa?

Caso uma ou mais das respostas for positiva marque um “X” : ()

Anexo III

Escala do questionário de Afeto Positivo e Negativo (PANAS)

Escala PANAS

Projeto de Pesquisa submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital
Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF/UFRJ)

Efeito de tarefa cognitivo-comportamental sobre interações cardiorrespiratórias

Leia os sentimentos e emoções descritos abaixo e pontue cada um deles com uma escala de 1 a 5 de como você está se sentindo hoje (Watson e Clark 1988).

1 - Muito pouco ou nada; 2- um pouco; 3- moderadamente; 4- bastante; 5 extremamente

<input type="checkbox"/> interessado	<input type="checkbox"/> agressivo	<input type="checkbox"/> nervoso
<input type="checkbox"/> aflito	<input type="checkbox"/> entusiasmado	<input type="checkbox"/> determinado
<input type="checkbox"/> empolgado	<input type="checkbox"/> orgulhoso (de algo)	<input type="checkbox"/> atento
<input type="checkbox"/> chateado	<input type="checkbox"/> irritável	<input type="checkbox"/> agitado
<input type="checkbox"/> forte	<input type="checkbox"/> alerta	<input type="checkbox"/> ativo
<input type="checkbox"/> culpado	<input type="checkbox"/> envergonhado	<input type="checkbox"/> apavorado
<input type="checkbox"/> com medo	<input type="checkbox"/> inspirado	

Referência:

Watson, David e Clark, Lee Anna “Development and Validation of Brief Measures of Positive and Negative Affect: The PANAS Scales” Journal of Personality and Social Psychology 1988. Vol. 54. No. 6, 1063-1070

Anexo IV

Termo de consentimento livre e esclarecido



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Efeito de tarefas cognitivo-comportamentais sobre interações cardiorrespiratórias

Versão4 10/03/2017

Você está sendo convidado para participar do estudo “Efeito de tarefas cognitivo-comportamentais sobre interações cardiorrespiratórias” realizado na Universidade Federal do Rio de Janeiro.

- *Termo de Esclarecimento:* Após ter sido abordado pelo pesquisador ou ter visto os cartazes espalhados pela Universidade Federal do Rio de Janeiro e caso tenha demonstrado interesse em participar da pesquisa científica você receberá o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (documento que você tem em mãos nesse momento). Nele será descrito todo o processo da pesquisa, você deverá lê-lo com atenção e retirar todas as dúvidas com o pesquisador, que estará a sua disposição. Após a compreensão da pesquisa e permanecendo sua vontade em participar da pesquisa serão solicitadas rubricas suas e do pesquisador responsável em todas as folhas do presente documento e no final, do mesmo, assinatura datada. Você levará uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

- *Desenho do estudo e objetivo:* Essas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo, que tem como objetivo avaliar o efeito de diferentes níveis de dificuldade de um videogame sobre a respiração e a circulação.

- *Explicação dos procedimentos:* Antes de começar o teste, você receberá dois questionários: “Questionário critérios de inclusão” e “Escala PANAS”. O primeiro é para observação dos critérios de inclusão da pesquisa e o segundo para observar seu bem-estar subjetivo. Nos dois questionários sua privacidade e confidencialidade serão respeitadas. Depois que ambos tenham sido respondidos, este termo de esclarecimento assinado e sua

participação confirmada, você será solicitado a sentar em uma cadeira. O pesquisador colocará alguns adesivos sobre a pele do seu tronco (perto dos ombros) e da sua cintura (perto da bacia), ligados a um equipamento por meio de fios, para medir a atividade do seu coração. Para colocar esses adesivos, o pesquisador limpará sua pele com um pouco de álcool e, se for necessário e você permitir, serão retirados os pelos dos lugares onde os adesivos serão colados, com a ajuda de uma lâmina de barbear. Ainda para medir a atividade do seu coração será posicionado na altura das últimas costelas uma faixa com um equipamento que será previamente umedecido. Um outro equipamento em forma de círculo será preso, com um velcro, à ponta dos dedos indicador e médio da mão oposta à que você escreve, para medir sua transpiração. Nenhum desses equipamentos irá machucá-lo ou dar choque, e serão colocados da maneira mais confortável possível.

O pesquisador também colocará uma máscara no seu rosto, que cobrirá a sua boca e nariz. Essa máscara é transparente e tem um buraco que permite a passagem do ar; assim, você poderá respirar por conta própria, normalmente. Essa máscara será presa à sua cabeça através de tiras elásticas. Depois de presa, a máscara será ligada a um aparelho que consegue medir o início e fim de cada respiração, sem atrapalhar sua respiração. Você ficará com todos os equipamentos durante todo o experimento. Serão blocos com duração de cerca de 5 min, com níveis diferentes de dificuldade, sendo um deles para você aprender o funcionamento do jogo. Entre os blocos pode haver um período de descanso. Se você quiser, poderá participar de uma competição de maior pontuação total do jogo, para isso você precisará criar um pseudônimo para manter sua privacidade e confidencialidade e um ranking de pontuações ficará no laboratório.

- *Desconfortos e riscos esperados:* Não há riscos à saúde conhecidos, entretanto, podem ocorrer desconfortos, a máscara presa ao seu rosto poderá deixar a pele avermelhada devido à pressão, que deve sair logo que a máscara for retirada. Se você não souber e for alérgico a qualquer material componente dos equipamentos, como silicone ou material adesivo dos eletrodos poderá ser desencadeada uma reação alérgica. Se você tiver qualquer sensação ruim durante o uso da máscara e ou sensação incômoda (como falta de ar), basta levantar uma das mãos ou falar com o pesquisador, e ele irá tirá-la imediatamente. Você será acompanhado durante todo o experimento por profissionais da área da saúde. Na Cidade Universitária estão localizados na rua Prof. Rodolpho Paulo Rocco 255 o Hospital

Universitário e na rua Maria Dolores Lins de Andrade 230 um corpo de bombeiros respectivamente a 3,2 km e 3,0 km de distância do local do experimento, que poderão ser acionados caso aconteça alguma situação de emergência esteja ela relacionada ou não ao experimento diretamente, com profissionais treinados para prestar socorro.

- *Benefícios esperados:* Você poderá conhecer a pesquisa mais detalhadamente, caso tenha interesse, e receber explicações mais aprofundadas de funcionamento de cada equipamento do projeto. A sua boa vontade em participar do experimento vai ajudar o pesquisador a avaliar os efeitos de diferentes níveis de tarefas de atenção, como o videogame, no coração e pulmões de pessoas saudáveis.

- É importante esclarecer que essas informações obtidas no “Questionário critérios de inclusão” e “Escala PANAS” são confidenciais, sendo importantes para a análise dos dados. E caso sinta-se constrangido a responder, não será obrigado a fazê-lo, podendo desistir de sua participação a qualquer momento.

GARANTIA DE ACESSO:

Você poderá pedir informações ao pesquisador sobre a pesquisa a qualquer momento, sendo respeitadas a privacidade e confidencialidade de todos os participantes. Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso ao profissional responsável (Juliana Pereira Loureiro), que poderá ser encontrado através do telefone: (21) 99961-3298. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho/FM/UFRJ – R. Prof. Rodolpho Paulo Rocco, n.º 255 – Cidade Universitária/Ilha do Fundão - Sala F/7º andar - pelo telefone 3938-2480 e FAX: 3938-2481, de segunda a sexta-feira, das 8 às 16 horas, ou através do e-mail: cep@hucff.ufrj.br.

- É garantida a liberdade de querer não participar do projeto de pesquisa ou de retirar o consentimento a qualquer momento, no caso da aceitação, sem qualquer prejuízo a você. Você também tem o direito de se recusar a participar dos experimentos, caso se sinta constrangido ou incomodado de alguma maneira.

- Os dados obtidos com a sua participação serão usados unicamente nesta pesquisa, podendo ser utilizados no futuro exclusivamente para comparação com novos dados ou aplicação de novas técnicas de análise dos dados.

- *Confidencialidade:* Todas as informações pessoais que você der e os dados obtidos com o experimento serão guardadas em segredo pelos pesquisadores.

- *Privacidade:* Você tem o direito de limitar quais informações pessoais fornecidas podem ser usadas pelos pesquisadores durante o estudo, assim como limitar a exposição do seu corpo durante a realização do experimento.

- *Despesas e compensações:* Poderá ocorrer ressarcimento, ou seja, cobertura em compensação exclusiva de despesas decorrentes da sua participação no projeto. Se existir qualquer despesa adicional ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa e se houver dano pessoal, comprovadamente causado pelos procedimentos propostos nesta pesquisa, você terá direito às indenizações legalmente estabelecidas.

CONSENTIMENTO:

Preencha com seu nome em letra de forma e assine para concordar em participar do estudo.

Eu _____ acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações sobre o estudo acima citado, que li ou que foram lidas para mim.

Eu discuti com a pesquisadora Juliana Loureiro sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia de acesso a tratamento hospitalar se necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, sem penalidades ou prejuízos. Eu receberei uma cópia desse Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e a outra ficará com o pesquisador responsável por essa pesquisa. Além disso, estou ciente de que eu (ou meu representante legal) e o pesquisador responsável deveremos rubricar todas as folhas desse TCLE e assinar na última folha.

Nome do participante

Data: ___/___/___

Assinatura do participante

Data: ___/___/___

Nome do pesquisador

Assinatura do pesquisador

Anexo V

Dados brutos dos índices de cada voluntário por etapa ordenados por dificuldade

V^*	RMSSD	SDNN	PNN_{50}	FC	$PR_{\bar{x}}$	CV_{PR}	PM_{ASR}	$EDA_{\bar{x}}$	$EDR_{\bar{x}}$	EDR_{max}	EDR_{min}	EDR_M	N_{EDR}	EDR_{rel}	ΔEDR
1.1	0,065	0,097	0,163	75,3	7,7	0,3	0,182	10,323	0,822	3,804	0,034	0,501	28	0,966	-0,003
1.2	0,080	0,087	0,087	79,4	5,6	0,3	0,074	8,239	0,976	3,625	0,023	0,817	13	0,462	-0,044
1.3	0,037	0,064	0,083	76,6	6,1	0,3	0,091	9,815	1,166	6,802	0,026	0,584	18	1,311	0,025
1.4	0,049	0,069	0,100	80,0	6,0	0,3	0,109	7,213	0,357	2,024	0,022	0,074	12	0,168	-0,067
1.5	0,076	0,104	0,143	78,1	7,2	0,2	0,187	11,574	0,928	5,032	0,033	0,715	24	1,762	0,062
1.6	0,031	0,051	0,060	79,2	5,3	0,3	0,077	7,671	0,376	2,302	0,021	0,091	28	0,400	-0,049
1.7	0,121	0,125	0,129	84,4	8,7	0,3	0,191	11,764	0,857	4,645	0,020	0,645	35	1,979	0,079
2.1	0,065	0,092	0,214	73,2	4,2	0,1	0,138	20,976	0,417	1,308	0,022	0,334	34	0,972	-0,001
2.2	0,039	0,062	0,083	80,5	3,5	0,2	0,076	23,846	0,349	1,768	0,031	0,272	73	1,599	0,029
2.3	0,054	0,070	0,155	73,3	4,0	0,1	0,117	22,650	0,338	0,724	0,022	0,331	16	0,650	-0,017
2.4	0,048	0,054	0,114	74,9	3,7	0,2	0,083	20,929	0,335	1,029	0,020	0,273	57	1,199	0,010
2.5	0,067	0,080	0,218	69,7	4,1	0,1	0,145	19,369	0,185	0,347	0,036	0,207	8	0,188	-0,039
2.6	0,040	0,055	0,059	77,4	3,7	0,2	0,066	22,914	0,273	2,371	0,022	0,148	52	0,893	-0,005
2.7	0,071	0,086	0,230	69,5	4,7	0,1	0,174	18,541	0,301	1,520	0,032	0,219	18	0,643	-0,017
3.1	0,046	0,061	0,082	77,0	4,3	0,2	0,084	16,822	0,106	0,269	0,020	0,078	10	0,456	-0,005
3.2	0,036	0,055	0,074	82,6	4,0	0,3	0,054	14,094	0,618	1,128	0,154	0,595	4	0,883	-0,001
3.3	0,040	0,057	0,096	79,3	4,7	0,3	0,099	12,083	0,229	0,581	0,021	0,157	4	0,634	-0,003
3.4	0,027	0,045	0,040	85,8	3,7	0,2	0,041	11,172	0,156	0,280	0,046	0,149	4	0,232	-0,007
3.5	0,045	0,075	0,099	78,0	5,1	0,4	0,082	10,053	0,120	0,270	0,022	0,058	5	0,387	-0,005
3.6	0,034	0,059	0,055	79,9	4,0	0,3	0,051	10,130	0,183	0,551	0,031	0,140	12	0,812	-0,002
3.7	0,051	0,085	0,090	78,1	5,0	0,3	0,093	9,768	0,243	1,715	0,024	0,078	16	2,402	0,012
4.1	0,100	0,106	0,329	60,6	4,8	0,2	0,206	3,151	0,069	0,125	0,021	0,055	5	0,346	-0,004
4.2	0,068	0,072	0,253	67,0	3,9	0,1	0,127	2,888	0,076	0,166	0,024	0,069	9	0,493	-0,003
4.3	0,085	0,123	0,313	63,1	5,0	0,2	0,195	2,830	0,087	0,198	0,029	0,057	11	1,068	0,000
4.4	0,081	0,091	0,276	64,2	4,4	0,2	0,153	3,054	0,097	0,379	0,021	0,077	18	1,093	0,001
4.5	0,076	0,118	0,276	64,5	5,2	0,4	0,148	2,859	0,072	0,178	0,021	0,050	16	1,425	0,003
4.6	0,090	0,125	0,253	65,9	4,8	0,2	0,200	2,849	0,120	0,440	0,022	0,055	13	1,069	0,000
4.7	0,079	0,125	0,271	67,0	4,7	0,2	0,179	3,135	0,098	0,271	0,023	0,087	19	1,906	0,005
5.1	0,063	0,094	0,203	73,1	5,2	0,3	0,154	10,784	0,278	1,536	0,021	0,183	39	0,455	-0,044
5.2	0,055	0,070	0,184	74,9	3,7	0,1	0,109	11,122	0,590	5,841	0,024	0,321	54	1,186	0,015
5.3	0,054	0,078	0,182	69,8	4,3	0,2	0,095	9,817	0,315	1,281	0,026	0,127	11	0,265	-0,059
5.4	0,053	0,074	0,172	72,9	3,4	0,1	0,100	9,598	0,513	3,755	0,025	0,148	41	0,793	-0,017
5.5	0,059	0,085	0,152	66,6	4,5	0,3	0,094	9,413	0,601	2,554	0,028	0,171	20	0,937	-0,005
5.6	0,055	0,069	0,180	70,4	3,3	0,1	0,094	10,554	0,714	2,854	0,029	0,373	38	1,039	0,003
5.7	0,058	0,079	0,169	67,5	5,1	0,4	0,100	8,950	0,768	3,745	0,021	0,170	23	1,000	0,000
6.1	0,042	0,067	0,088	77,3	4,7	0,2	0,082	9,206	0,072	0,155	0,020	0,058	11	0,297	-0,007

V^*	RMSSD	SDNN	PNN_{50}	FC	$PR_{\bar{x}}$	CV_{PR}	PM_{ASR}	$EDA_{\bar{x}}$	$EDR_{\bar{x}}$	EDR_{max}	EDR_{min}	EDR_M	N_{EDR}	EDR_{rel}	$\overline{\Delta EDR}$
6.2	0,031	0,051	0,059	79,8	2,9	0,2	0,026	7,853	0,140	0,942	0,020	0,058	39	1,544	0,006
6.3	0,050	0,059	0,082	80,2	4,0	0,2	0,043	7,137	0,070	0,274	0,021	0,042	13	0,534	-0,005
6.4	0,025	0,046	0,029	85,9	2,7	0,1	0,026	6,516	0,285	1,180	0,030	0,072	14	1,042	0,000
6.5	0,037	0,064	0,093	78,5	4,0	0,2	0,046	6,069	0,076	0,204	0,033	0,034	4	0,225	-0,008
6.6	0,025	0,044	0,030	83,3	3,0	0,2	0,027	7,263	0,170	1,134	0,021	0,057	26	1,311	0,003
6.7	0,041	0,051	0,040	87,6	3,6	0,2	0,036	5,688	0,084	0,462	0,021	0,036	11	0,606	-0,004
7.1	0,025	0,047	0,027	75,9	4,5	0,3	0,051	11,806	0,475	3,286	0,028	0,296	49	1,194	0,013
7.2	0,020	0,037	0,002	78,6	3,6	0,2	0,037	10,111	0,526	4,051	0,028	0,200	17	0,412	-0,039
7.3	0,031	0,054	0,041	75,0	4,1	0,5	0,054	6,600	0,169	1,216	0,021	0,063	31	0,454	-0,036
7.4	0,019	0,038	0,007	78,1	3,6	0,1	0,034	10,960	0,357	1,648	0,043	0,212	21	0,347	-0,043
7.5	0,025	0,055	0,038	78,7	5,1	0,4	0,049	15,614	0,997	4,256	0,028	0,640	29	2,406	0,093
7.6	0,020	0,036	0,005	77,3	4,0	0,2	0,037	12,346	0,459	2,432	0,020	0,337	47	0,993	0,000
7.7	0,059	0,078	0,044	79,8	4,8	0,4	0,050	12,973	0,537	3,442	0,032	0,356	34	1,611	0,041
8.1	0,039	0,059	0,079	79,6	5,3	0,2	0,099	2,466	0,030	0,036	0,025	0,029	3	1,006	0,000
8.2	0,022	0,028	0,006	83,8	3,0	0,1	0,038	2,179	0,032	0,038	0,025	0,032	2	1,077	0,000
8.3	0,039	0,076	0,083	82,1	5,3	0,4	0,099	2,011	0,029	0,042	0,021	0,027	6	1,140	0,000
8.4	0,029	0,039	0,031	83,0	4,3	0,1	0,069	1,599	0,033	0,042	0,023	0,034	3	0,873	0,000
8.5	0,041	0,082	0,102	81,0	5,3	0,4	0,080	1,719	<0,02	<0,02	<0,02	<0,02	0	0,756	-0,001
8.6	0,030	0,041	0,039	83,5	4,1	0,1	0,065	1,867	0,044	0,061	0,021	0,045	6	0,889	0,000
8.7	0,057	0,093	0,130	77,2	5,3	0,3	0,132	1,610	0,058	0,132	0,021	0,021	3	1,185	0,001
9.1	0,034	0,048	0,067	69,2	4,0	0,3	0,059	2,983	0,132	0,766	0,023	0,057	31	2,388	0,009
9.2	0,027	0,035	0,018	71,7	2,9	0,1	0,038	2,378	0,461	1,697	0,023	0,061	4	1,063	0,000
9.3	0,032	0,046	0,050	68,5	4,3	0,2	0,048	1,956	0,037	0,065	0,021	0,030	8	0,831	-0,001
9.4	0,028	0,041	0,033	71,5	3,2	0,2	0,045	1,917	0,033	0,062	0,021	0,024	4	0,365	-0,004
9.5	0,035	0,064	0,059	69,3	4,6	0,2	0,053	1,877	0,095	0,095	0,095	0,095	2	0,369	-0,004
9.6	0,024	0,035	0,015	72,4	3,4	0,2	0,038	1,919	0,085	0,159	0,043	0,054	3	0,304	-0,005
9.7	0,032	0,049	0,050	69,0	4,4	0,2	0,060	2,149	0,089	0,355	0,024	0,051	18	1,522	0,003
10.1	0,038	0,056	0,035	68,9	3,6	0,1	0,072	2,600	0,040	0,080	0,021	0,028	7	0,301	-0,005
10.2	0,032	0,040	0,026	70,0	3,3	0,1	0,050	2,558	0,201	0,646	0,043	0,057	4	0,448	-0,004
10.3	0,038	0,068	0,068	72,6	3,6	0,2	0,056	2,182	0,089	0,281	0,023	0,031	5	0,593	-0,003
10.4	0,035	0,047	0,058	70,5	3,4	0,1	0,056	2,499	0,066	0,172	0,024	0,056	9	0,354	-0,004
10.5	0,032	0,050	0,031	72,5	3,8	0,3	0,051	2,257	0,224	1,020	0,020	0,036	8	1,142	0,001
10.6	0,037	0,050	0,070	71,7	3,4	0,1	0,060	2,250	0,077	0,227	0,027	0,038	5	0,306	-0,005
10.7	0,044	0,071	0,108	74,6	3,8	0,2	0,073	3,850	0,411	1,427	0,022	0,368	16	5,345	0,030
11.1	0,034	0,057	0,083	75,1	6,8	0,2	0,113	7,687	0,066	0,409	0,020	0,040	15	0,676	-0,002
11.2	0,022	0,041	0,009	78,5	4,1	0,4	0,034	6,718	0,126	1,070	0,021	0,065	22	1,420	0,003
11.3	0,037	0,069	0,105	76,2	8,6	0,1	0,161	6,743	0,049	0,174	0,023	0,027	9	0,500	-0,003
11.4	0,021	0,037	0,014	80,3	5,1	0,3	0,044	5,941	0,081	0,366	0,025	0,038	13	0,638	-0,002
11.5	0,034	0,067	0,082	76,2	7,7	0,2	0,134	5,794	0,091	0,582	0,020	0,051	13	1,229	0,001
11.6	0,026	0,044	0,028	78,4	5,6	0,3	0,054	5,854	0,048	0,128	0,021	0,039	27	0,749	-0,002
11.7	0,036	0,064	0,115	75,4	7,5	0,2	0,133	5,627	0,106	0,564	0,024	0,056	13	1,439	0,003

V^*	RMSSD	SDNN	PNN_{50}	FC	$PR_{\bar{x}}$	CV_{PR}	PM_{ASR}	$EDA_{\bar{x}}$	$EDR_{\bar{x}}$	EDR_{max}	EDR_{min}	EDR_M	N_{EDR}	EDR_{rel}	$\overline{\Delta EDR}$
12.1	0,037	0,049	0,018	87,9	4,3	0,2	0,041	3,126	0,050	0,171	0,024	0,034	12	0,346	-0,006
12.2	0,017	0,034	0,006	91,0	3,3	0,1	0,027	2,627	0,040	0,076	0,021	0,031	4	0,207	-0,007
12.3	0,055	0,062	0,032	89,2	4,4	0,2	0,054	2,435	0,087	0,112	0,064	0,086	4	0,341	-0,006
12.4	0,025	0,029	0,000	91,6	3,3	0,1	0,035	2,866	0,089	0,306	0,024	0,064	18	0,641	-0,003
12.5	0,034	0,066	0,040	86,1	4,1	0,2	0,058	3,719	0,372	1,078	0,044	0,213	19	4,265	0,029
12.6	0,035	0,032	0,016	88,8	3,6	0,1	0,041	4,500	0,162	0,672	0,024	0,049	12	0,709	-0,003
12.7	0,052	0,077	0,066	85,1	4,2	0,2	0,070	3,831	0,124	0,451	0,020	0,072	27	2,121	0,010
13.1	0,059	0,074	0,178	72,5	5,7	0,2	0,165	3,337	0,087	0,111	0,047	0,102	3	0,264	-0,003
13.2	0,063	0,059	0,064	75,2	4,0	0,2	0,082	2,998	0,022	0,022	0,022	0,022	1	1,226	0,001
13.3	0,044	0,065	0,102	74,1	4,8	0,2	0,098	1,913	0,050	0,050	0,050	0,050	1	0,153	-0,004
13.4	0,032	0,039	0,030	79,4	3,5	0,2	0,056	2,298	0,038	0,050	0,025	0,038	2	1,044	0,000
13.5	0,055	0,089	0,177	72,2	7,3	0,3	0,194	1,889	0,070	0,119	0,024	0,069	4	0,585	-0,002
13.6	0,036	0,045	0,047	77,8	3,7	0,2	0,067	2,431	0,028	0,056	0,021	0,023	8	0,425	-0,003
13.7	0,050	0,068	0,164	72,5	5,3	0,2	0,127	2,365	0,147	0,593	0,024	0,042	7	1,476	0,002
14.1	0,070	0,082	0,220	64,5	3,8	0,3	0,096	3,909	0,106	0,337	0,021	0,081	13	1,208	0,001
14.2	0,053	0,055	0,212	69,2	2,9	0,2	0,081	4,164	0,154	0,966	0,022	0,079	20	2,148	0,005
14.3	0,053	0,079	0,149	63,5	3,5	0,3	0,073	3,440	0,051	0,093	0,024	0,037	3	0,288	-0,003
14.4	0,038	0,044	0,083	65,9	2,8	0,1	0,050	3,349	0,044	0,086	0,022	0,036	8	0,636	-0,002
14.5	0,036	0,083	0,058	68,1	3,7	0,3	0,053	3,210	0,033	0,045	0,021	0,033	2	0,317	-0,003
14.6	0,055	0,064	0,182	66,5	3,2	0,3	0,076	3,487	0,086	0,213	0,026	0,067	12	0,889	-0,001
14.7	0,096	0,101	0,183	64,2	3,6	0,3	0,070	3,099	0,036	0,056	0,021	0,034	4	0,439	-0,003
15.1	0,054	0,060	0,047	85,4	3,0	0,3	0,041	5,834	0,771	1,469	0,263	0,580	3	0,501	-0,008
15.2	0,041	0,043	0,033	87,9	2,4	0,2	0,036	4,593	1,000	3,093	0,101	0,403	4	0,782	-0,003
15.3	0,070	0,099	0,108	84,5	3,9	0,2	0,064	3,110	0,353	1,144	0,022	0,170	6	0,782	-0,003
15.4	0,034	0,044	0,029	87,7	3,1	0,2	0,050	3,928	0,069	0,161	0,022	0,064	5	0,079	-0,015
15.5	0,085	0,092	0,113	85,9	5,4	0,4	0,059	3,694	0,455	1,269	0,024	0,072	3	0,500	-0,008
15.6	0,051	0,074	0,082	87,7	3,8	0,4	0,051	4,152	0,080	0,184	0,023	0,051	5	0,092	-0,014
15.7	0,069	0,084	0,113	86,8	5,3	0,3	0,101	5,217	1,170	5,563	0,031	0,398	8	3,444	0,039
16.1	0,046	0,064	0,128	83,9	4,4	0,2	0,108	9,180	0,369	1,784	0,030	0,083	7	0,243	-0,028
16.2	0,044	0,051	0,106	86,4	3,2	0,2	0,070	10,366	0,496	3,295	0,020	0,210	29	1,368	0,013
16.3	0,048	0,065	0,144	82,4	4,3	0,1	0,106	6,733	0,257	0,367	0,147	0,257	2	0,088	-0,033
16.4	0,036	0,042	0,089	86,1	3,3	0,2	0,070	9,328	0,225	2,432	0,026	0,072	22	0,423	-0,021
16.5	0,052	0,076	0,131	84,2	4,4	0,2	0,127	11,113	2,014	4,405	0,038	2,235	5	1,532	0,019
16.6	0,038	0,050	0,091	86,1	3,6	0,1	0,079	9,927	0,609	3,480	0,023	0,373	29	1,477	0,017
16.7	0,039	0,058	0,099	86,3	4,8	0,1	0,106	8,303	0,315	1,744	0,021	0,158	14	0,718	-0,010
17.1	0,054	0,081	0,167	85,2	6,0	0,3	0,168	12,172	0,215	0,903	0,021	0,096	27	0,242	-0,063
17.2	0,040	0,053	0,108	88,7	4,3	0,2	0,103	6,973	0,093	0,656	0,021	0,049	27	0,096	-0,075
17.3	0,035	0,060	0,082	88,9	5,8	0,3	0,099	13,436	0,633	2,707	0,020	0,401	42	1,774	0,064
17.4	0,039	0,051	0,099	87,5	4,4	0,2	0,108	10,251	0,118	0,917	0,020	0,068	28	0,126	-0,072
17.5	0,041	0,066	0,082	85,9	7,4	0,4	0,124	14,988	0,681	5,731	0,029	0,384	41	1,887	0,073
17.6	0,045	0,068	0,135	86,0	5,8	0,3	0,129	12,861	0,399	2,717	0,024	0,150	33	0,487	-0,042

V^*	RMSSD	SDNN	PNN_{50}	FC	$PR_{\bar{x}}$	CV_{PR}	PM_{ASR}	$EDA_{\bar{x}}$	$EDR_{\bar{x}}$	EDR_{max}	EDR_{min}	EDR_M	N_{EDR}	EDR_{rel}	$\overline{\Delta EDR}$
17.7	0,061	0,091	0,132	87,8	6,1	0,3	0,156	19,762	1,209	8,062	0,022	0,809	50	3,919	0,241
18.1	0,050	0,069	0,112	68,7	4,1	0,3	0,075	6,284	0,328	1,411	0,026	0,120	8	0,706	-0,004
18.2	0,040	0,039	0,090	70,7	2,9	0,1	0,060	6,277	0,383	0,916	0,036	0,293	6	0,554	-0,006
18.3	0,068	0,097	0,121	70,0	3,7	0,2	0,074	6,959	1,004	2,891	0,041	0,407	6	2,514	0,020
18.4	0,032	0,039	0,052	73,1	2,9	0,1	0,047	5,670	0,058	0,153	0,028	0,031	5	0,122	-0,011
18.5	0,040	0,069	0,111	71,3	3,5	0,1	0,068	6,740	0,630	3,131	0,055	0,273	8	2,130	0,015
18.6	0,039	0,048	0,088	72,5	3,1	0,2	0,060	5,631	0,122	0,503	0,020	0,083	9	0,288	-0,009
18.7	0,062	0,071	0,139	68,6	3,6	0,1	0,081	5,786	0,431	2,238	0,020	0,206	9	1,553	0,007
19.1	0,099	0,122	0,208	65,9	7,2	0,3	0,295	6,970	0,032	0,077	0,020	0,023	10	0,845	-0,001
19.2	0,054	0,065	0,135	67,8	3,8	0,4	0,085	5,417	0,025	0,029	0,021	0,025	2	0,315	-0,004
19.3	0,085	0,108	0,187	67,9	7,6	0,3	0,213	4,722	0,047	0,068	0,023	0,057	5	0,663	-0,002
19.4	0,056	0,070	0,122	69,6	4,6	0,3	0,087	4,366	0,037	0,108	0,020	0,027	8	1,081	0,000
19.5	0,094	0,121	0,202	67,0	6,9	0,3	0,268	4,052	0,030	0,063	0,020	0,025	21	1,595	0,003
19.6	0,053	0,069	0,135	70,2	5,7	0,4	0,119	3,764	0,026	0,049	0,020	0,024	22	1,372	0,002
19.7	0,070	0,091	0,216	68,4	5,9	0,3	0,168	3,489	0,031	0,101	0,020	0,024	13	1,381	0,002
20.1	0,042	0,044	0,133	61,5	4,9	0,1	0,090	2,596	0,105	0,184	0,026	0,105	2	0,506	-0,001
20.2	0,043	0,053	0,147	62,9	5,4	0,2	0,107	1,994	0,105	0,400	0,021	0,056	9	1,652	0,001
20.3	0,043	0,050	0,150	59,8	6,0	0,2	0,088	1,493	0,028	0,028	0,028	0,028	1	0,667	-0,001
20.4	0,034	0,046	0,084	65,1	5,1	0,2	0,069	1,313	0,034	0,054	0,026	0,028	4	0,821	0,000
20.5	0,048	0,072	0,160	59,6	6,1	0,2	0,115	1,340	0,031	0,039	0,022	0,031	2	0,723	-0,001
20.6	0,036	0,053	0,076	63,8	5,4	0,2	0,088	1,483	0,062	0,115	0,024	0,055	4	1,009	0,000
20.7	0,041	0,063	0,156	60,2	5,1	0,2	0,084	1,415	0,040	0,088	0,021	0,024	6	1,471	0,001
21.1	0,063	0,064	0,210	63,7	4,8	0,1	0,135	10,816	0,046	0,105	0,021	0,035	15	0,626	-0,002
21.2	0,055	0,061	0,150	67,2	4,0	0,1	0,088	8,514	0,157	0,393	0,024	0,106	4	0,515	-0,003
21.3	0,063	0,068	0,180	65,4	4,6	0,2	0,108	7,580	0,073	0,193	0,021	0,041	18	1,349	0,002
21.4	0,062	0,074	0,131	69,6	4,6	0,2	0,097	6,673	0,147	0,257	0,053	0,131	6	0,581	-0,002
21.5	0,056	0,079	0,162	70,2	4,7	0,2	0,105	7,047	0,111	0,498	0,026	0,080	25	2,577	0,009
21.6	0,068	0,073	0,168	68,0	4,3	0,2	0,108	7,484	0,217	0,891	0,023	0,054	5	0,713	-0,002
21.7	0,052	0,074	0,129	75,2	5,1	0,2	0,100	6,568	0,118	0,529	0,021	0,060	14	1,509	0,003
22.1	0,055	0,060	0,198	79,1	3,7	0,1	0,129	13,984	0,086	0,353	0,021	0,056	16	1,035	0,000
22.2	0,049	0,052	0,152	84,0	2,7	0,1	0,091	11,787	0,112	0,458	0,024	0,070	10	0,696	-0,002
22.3	0,052	0,049	0,172	80,2	3,4	0,1	0,109	10,203	0,106	0,464	0,022	0,056	7	0,956	0,000
22.4	0,064	0,060	0,187	82,7	3,0	0,1	0,099	9,244	0,047	0,104	0,020	0,045	12	0,422	-0,003
22.5	0,055	0,049	0,208	83,1	3,3	0,1	0,116	8,722	0,092	0,307	0,022	0,076	18	1,991	0,005
22.6	0,053	0,051	0,167	85,2	3,2	0,2	0,110	8,306	0,064	0,217	0,021	0,039	24	1,100	0,001
22.7	0,051	0,049	0,167	83,1	3,5	0,1	0,121	7,703	0,080	0,249	0,024	0,042	12	1,277	0,001
23.1	0,034	0,072	0,063	76,6	5,8	0,3	0,069	4,704	0,108	0,182	0,031	0,109	4	0,258	-0,006
23.2	0,024	0,046	0,029	80,2	4,6	0,2	0,046	4,077	0,062	0,151	0,023	0,036	4	0,179	-0,006
23.3	0,023	0,043	0,027	80,6	6,0	0,4	0,054	4,809	0,251	1,279	0,024	0,100	8	1,422	0,003
23.4	0,021	0,043	0,024	82,1	4,6	0,2	0,033	5,059	1,091	1,993	0,190	1,091	2	0,903	-0,001
23.5	0,024	0,053	0,024	81,3	6,1	0,3	0,046	5,292	0,280	0,885	0,037	0,251	8	1,414	0,003

V^*	RMSSD	SDNN	PNN_{50}	FC	$PR_{\bar{x}}$	CV_{PR}	PM_{ASR}	$EDA_{\bar{x}}$	$EDR_{\bar{x}}$	EDR_{max}	EDR_{min}	EDR_M	N_{EDR}	EDR_{rel}	$\overline{\Delta EDR}$
23.6	0,023	0,047	0,027	82,2	5,3	0,3	0,047	4,736	0,176	0,444	0,033	0,159	6	0,500	-0,004
23.7	0,025	0,051	0,025	82,4	5,7	0,3	0,048	5,863	0,356	1,358	0,029	0,089	10	2,664	0,013
24.1	0,027	0,056	0,034	91,6	5,9	0,2	0,084	10,823	0,102	0,222	0,026	0,076	37	0,927	-0,002
24.2	0,021	0,043	0,010	93,8	3,9	0,2	0,045	10,928	0,121	0,683	0,023	0,077	64	0,989	0,000
24.3	0,022	0,057	0,017	90,3	5,2	0,3	0,051	11,180	0,121	0,453	0,025	0,078	43	1,141	0,003
24.4	0,013	0,024	0,000	93,8	3,6	0,1	0,029	10,596	0,089	0,346	0,020	0,062	58	0,677	-0,008
24.5	0,017	0,035	0,007	92,1	4,3	0,2	0,044	11,051	0,133	0,524	0,022	0,074	39	1,161	0,004
24.6	0,015	0,026	0,000	92,5	3,9	0,1	0,038	11,093	0,113	0,414	0,022	0,080	64	0,945	-0,001
24.7	0,021	0,042	0,018	89,6	4,7	0,3	0,058	10,497	0,118	0,445	0,025	0,076	44	1,190	0,005
25.1	0,092	0,118	0,185	71,7	4,1	0,3	0,107	4,387	0,268	1,901	0,028	0,074	15	0,830	-0,003
25.2	0,053	0,060	0,157	69,7	2,9	0,2	0,064	4,474	0,290	3,044	0,025	0,094	17	0,901	-0,002
25.3	0,063	0,094	0,167	70,8	4,2	0,2	0,081	4,820	0,333	0,975	0,022	0,195	15	1,619	0,010
25.4	0,070	0,075	0,172	68,8	2,9	0,2	0,067	4,548	0,114	0,273	0,035	0,077	8	0,207	-0,013
25.5	0,055	0,089	0,177	72,8	4,2	0,3	0,094	4,901	0,306	1,028	0,022	0,084	13	1,303	0,005
25.6	0,068	0,079	0,150	68,9	3,2	0,2	0,076	5,359	0,240	1,128	0,024	0,123	17	0,748	-0,004
25.7	0,073	0,106	0,192	71,3	4,1	0,2	0,123	5,988	0,226	0,914	0,021	0,097	22	1,781	0,013

* x,1 é o repouso inicial; x,2 é a fase T; x,3 e x,5 são os repouso entre o jogo; x,4 é a fase

DS; x,6 é a fase PB; x,7 é repouso final, pós jogo; sendo “x” o número do voluntário

Anexo VI

Índices normalizados* de cada voluntário por etapa de dificuldade

	$\Delta RMSSD$	$\Delta SDNN$	ΔPNN_{50}	ΔFC	$\Delta PR_{\bar{x}}$	CV_{PR}	PM_{ASR}	$\Delta EDA_{\bar{x}}$	ΔN_{EDR}	\overline{EDR}_{et}	EDR_{rel}	$\Delta \overline{EDR}$
T.1	0,005	-0,011	-0,043	0,8	-1,8	0,3	0,074	-2,630	-13	0,037	0,462	-0,044
DS.1	-0,026	-0,028	-0,029	1,4	-1,4	0,3	0,109	-3,656	-14	0,014	0,168	-0,067
PB.1	-0,043	-0,047	-0,069	0,6	-2,1	0,3	0,077	-3,197	2	0,032	0,400	-0,049
T.2	-0,025	-0,020	-0,121	9,1	-0,7	0,2	0,076	3,462	54	0,077	1,599	0,029
DS.2	-0,016	-0,028	-0,090	3,4	-0,5	0,2	0,083	0,545	38	0,058	1,199	0,010
PB.2	-0,025	-0,028	-0,146	6,0	-0,5	0,2	0,066	2,529	33	0,043	0,893	-0,005
T.3	-0,010	-0,015	-0,018	4,5	-0,8	0,3	0,054	1,913	-5	0,008	0,883	-0,001
DS.3	-0,019	-0,025	-0,051	7,7	-1,1	0,2	0,041	-1,009	-5	0,002	0,232	-0,007
PB.3	-0,012	-0,011	-0,037	1,8	-0,7	0,3	0,051	-2,052	3	0,007	0,812	-0,002
T.4	-0,017	-0,046	-0,044	3,2	-1,0	0,1	0,127	-0,106	-4	0,003	0,493	-0,003
DS.4	-0,004	-0,026	-0,021	0,4	-0,5	0,2	0,153	0,060	5	0,007	1,093	0,001
PB.4	0,005	0,007	-0,044	2,0	-0,1	0,2	0,200	-0,144	0	0,006	1,069	0,000
T.5	-0,003	-0,014	0,007	5,6	-1,0	0,1	0,109	1,381	31	0,095	1,186	0,015
DS.5	-0,006	-0,011	-0,005	3,6	-1,4	0,1	0,100	-0,143	18	0,063	0,793	-0,017
PB.5	-0,004	-0,015	0,004	1,2	-1,5	0,1	0,094	0,813	15	0,083	1,039	0,003
T.6	-0,012	-0,010	-0,016	-1,1	-1,2	0,2	0,026	0,828	29	0,016	1,544	0,006
DS.6	-0,018	-0,014	-0,047	5,0	-1,4	0,1	0,026	-0,509	4	0,011	1,042	0,000
PB.6	-0,018	-0,016	-0,046	2,4	-1,1	0,2	0,027	0,238	16	0,014	1,311	0,003
T.7	-0,015	-0,022	-0,035	1,3	-1,0	0,2	0,037	-1,638	-19	0,027	0,412	-0,039
DS.7	-0,016	-0,021	-0,030	0,7	-1,0	0,1	0,034	-0,788	-15	0,023	0,347	-0,043
PB.7	-0,015	-0,022	-0,033	0,0	-0,6	0,2	0,037	0,597	11	0,066	0,993	0,000
T.8	-0,022	-0,050	-0,092	3,9	-2,3	0,1	0,038	0,228	-1	0,003	1,077	0,000
DS.8	-0,015	-0,038	-0,068	3,0	-1,0	0,1	0,069	-0,353	0	0,002	0,873	0,000
PB.8	-0,014	-0,036	-0,060	3,6	-1,2	0,1	0,065	-0,085	3	0,002	0,889	0,000
T.9	-0,007	-0,016	-0,039	2,6	-1,4	0,1	0,038	0,137	-11	0,007	1,063	0,000
DS.9	-0,005	-0,010	-0,023	2,5	-1,1	0,2	0,045	-0,325	-11	0,002	0,365	-0,004
PB.9	-0,010	-0,016	-0,041	3,4	-0,9	0,2	0,038	-0,323	-12	0,002	0,304	-0,005
T.10	-0,006	-0,021	-0,034	-2,1	-0,4	0,1	0,050	-0,164	-5	0,003	0,448	-0,004
DS.10	-0,003	-0,014	-0,003	-1,6	-0,3	0,1	0,056	-0,223	0	0,002	0,354	-0,004
PB.10	-0,001	-0,011	0,010	-0,4	-0,3	0,1	0,060	-0,473	-4	0,002	0,306	-0,005
T.11	-0,014	-0,024	-0,087	2,7	-3,6	0,4	0,034	0,255	10	0,009	1,420	0,003
DS.11	-0,015	-0,028	-0,082	4,6	-2,5	0,3	0,044	-0,521	1	0,004	0,638	-0,002
PB.11	-0,009	-0,021	-0,068	2,6	-2,1	0,3	0,054	-0,608	15	0,005	0,749	-0,002
T.12	-0,028	-0,029	-0,033	3,9	-1,0	0,1	0,027	-0,651	-12	0,002	0,207	-0,007
DS.12	-0,019	-0,034	-0,039	4,6	-0,9	0,1	0,035	-0,411	3	0,006	0,641	-0,003
PB.12	-0,010	-0,031	-0,023	1,7	-0,7	0,1	0,041	1,223	-4	0,006	0,709	-0,003

	$\Delta RMSSD$	$\Delta SDNN$	ΔPNN_{50}	ΔFC	$\Delta PR_{\bar{x}}$	CV_{PR}	PM_{ASR}	$\Delta EDA_{\bar{x}}$	ΔN_{EDR}	\overline{EDR}_{et}	EDR_{rel}	$\Delta \overline{EDR}$
T.13	0,011	-0,015	-0,092	2,4	-1,8	0,2	0,082	0,622	-3	0,006	1,226	0,001
DS.13	-0,020	-0,035	-0,126	6,6	-2,2	0,2	0,056	-0,078	-2	0,005	1,044	0,000
PB.13	-0,016	-0,029	-0,108	5,0	-2,1	0,2	0,067	0,055	4	0,002	0,425	-0,003
T.14	-0,011	-0,031	0,059	4,1	-0,7	0,2	0,081	0,749	15	0,010	2,148	0,005
DS.14	-0,026	-0,042	-0,069	0,8	-0,9	0,1	0,050	-0,065	3	0,003	0,636	-0,002
PB.14	-0,009	-0,022	0,030	1,5	-0,4	0,3	0,076	0,072	7	0,004	0,889	-0,001
T.15	-0,029	-0,040	-0,063	2,2	-1,9	0,2	0,036	0,129	-1	0,012	0,782	-0,003
DS.15	-0,036	-0,040	-0,066	2,1	-1,3	0,2	0,050	-0,536	0	0,001	0,079	-0,015
PB.15	-0,018	-0,009	-0,013	2,0	-0,6	0,4	0,051	-0,312	0	0,001	0,092	-0,014
T.16	-0,003	-0,015	-0,020	2,2	-1,3	0,2	0,070	1,534	22	0,050	1,368	0,013
DS.16	-0,010	-0,024	-0,037	1,9	-1,2	0,2	0,070	0,496	15	0,015	0,423	-0,021
PB.16	-0,009	-0,016	-0,034	1,9	-0,9	0,1	0,079	1,095	22	0,054	1,477	0,017
T.17	-0,008	-0,021	-0,007	1,7	-2,0	0,2	0,103	-8,117	-13	0,008	0,096	-0,075
DS.17	-0,008	-0,024	-0,016	0,5	-1,9	0,2	0,108	-4,838	-12	0,010	0,126	-0,072
PB.17	-0,003	-0,007	0,020	-1,0	-0,5	0,3	0,129	-2,228	-7	0,040	0,487	-0,042
T.18	-0,015	-0,038	-0,031	1,0	-0,8	0,1	0,060	-0,166	-2	0,007	0,554	-0,006
DS.18	-0,023	-0,038	-0,068	3,4	-0,8	0,1	0,047	-0,772	-3	0,002	0,122	-0,011
PB.18	-0,016	-0,029	-0,033	2,9	-0,6	0,2	0,060	-0,812	1	0,004	0,288	-0,009
T.19	-0,033	-0,046	-0,069	0,5	-3,1	0,4	0,085	0,609	-10	0,002	0,315	-0,004
DS.19	-0,031	-0,040	-0,081	2,3	-2,3	0,3	0,087	-0,442	-4	0,006	1,081	0,000
PB.19	-0,034	-0,041	-0,068	2,9	-1,2	0,4	0,119	-1,044	10	0,007	1,372	0,002
T.20	0,000	-0,004	-0,003	2,7	-0,2	0,2	0,107	0,283	6	0,004	1,652	0,001
DS.20	-0,010	-0,011	-0,065	4,8	-0,4	0,2	0,069	-0,399	1	0,002	0,821	0,000
PB.20	-0,007	-0,004	-0,074	3,6	-0,1	0,2	0,088	-0,228	1	0,002	1,009	0,000
T.21	-0,004	-0,010	-0,020	-1,4	-0,8	0,1	0,088	0,511	-14	0,003	0,515	-0,003
DS.21	0,003	0,003	-0,040	1,0	-0,2	0,2	0,097	-1,330	-12	0,003	0,581	-0,002
PB.21	0,009	0,001	-0,003	-0,6	-0,5	0,2	0,108	-0,519	-13	0,004	0,713	-0,002
T.22	-0,005	0,000	-0,034	2,7	-0,7	0,1	0,091	1,634	-3	0,004	0,696	-0,002
DS.22	0,011	0,008	0,001	1,3	-0,5	0,1	0,099	-0,908	-1	0,002	0,422	-0,003
PB.22	0,000	0,000	-0,019	3,8	-0,2	0,2	0,110	-1,847	11	0,006	1,100	0,001
T.23	-0,002	-0,009	-0,005	-0,1	-1,3	0,2	0,046	-1,090	-4	0,001	0,179	-0,006
DS.23	-0,006	-0,012	-0,010	1,9	-1,3	0,2	0,033	-0,108	-6	0,007	0,903	-0,001
PB.23	-0,004	-0,007	-0,008	1,9	-0,6	0,3	0,047	-0,431	-2	0,004	0,500	-0,004
T.24	-0,001	-0,005	-0,010	2,9	-1,1	0,2	0,045	0,040	23	0,024	0,989	0,000
DS.24	-0,008	-0,024	-0,019	2,9	-1,4	0,1	0,029	-0,292	17	0,016	0,677	-0,008
PB.24	-0,007	-0,022	-0,019	1,6	-1,1	0,1	0,038	0,205	23	0,023	0,945	-0,001
T.25	-0,018	-0,041	-0,023	-2,0	-1,3	0,2	0,064	-0,550	1	0,015	0,901	-0,002
DS.25	0,000	-0,026	-0,008	-2,8	-1,3	0,2	0,067	-0,476	-8	0,003	0,207	-0,013
PB.25	-0,003	-0,023	-0,031	-2,8	-1,0	0,2	0,076	0,335	1	0,012	0,748	-0,004

*os normalizados pela Norm1 receberam “ Δ ”, com exceção do $\Delta \overline{EDR}$ que já é normalizado em seu cálculo

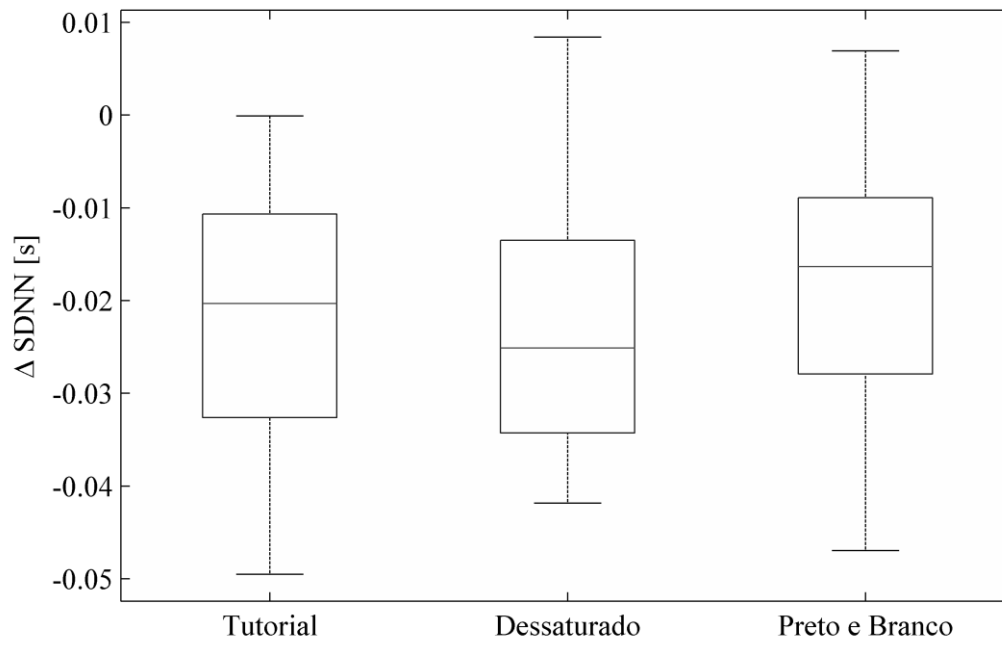
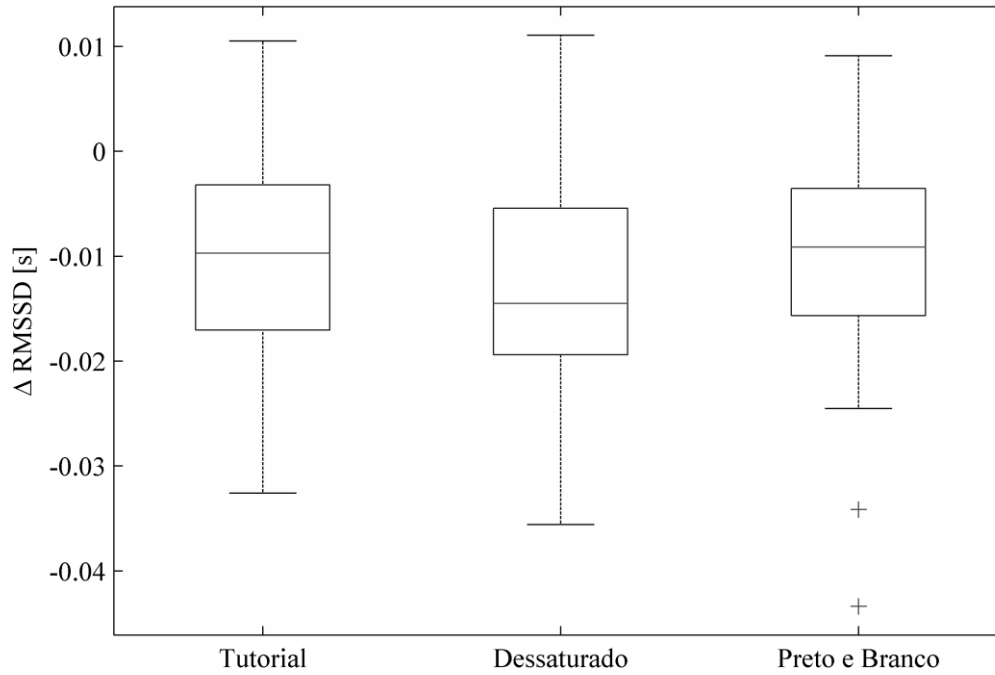
Anexo VII

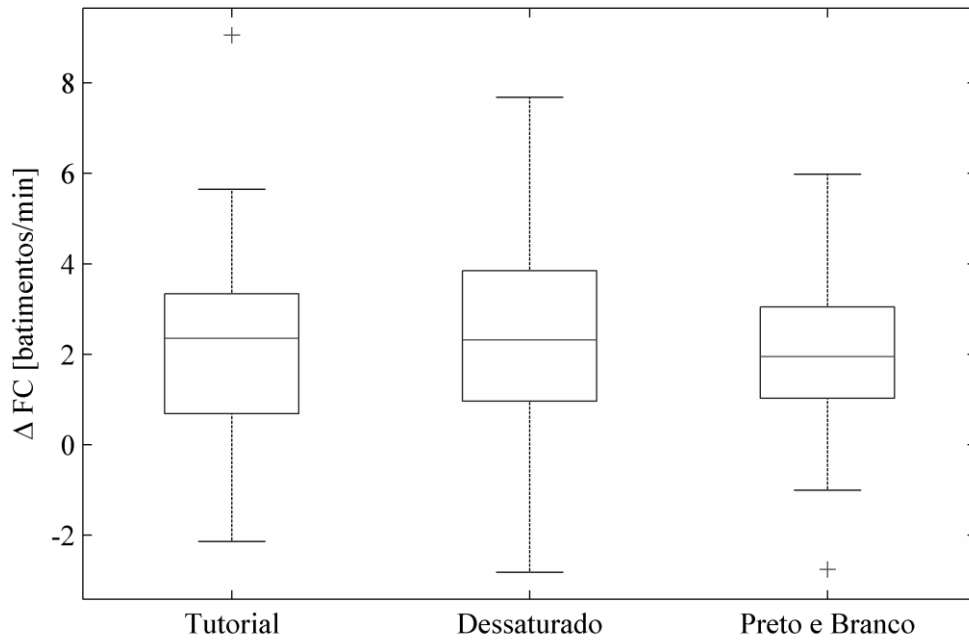
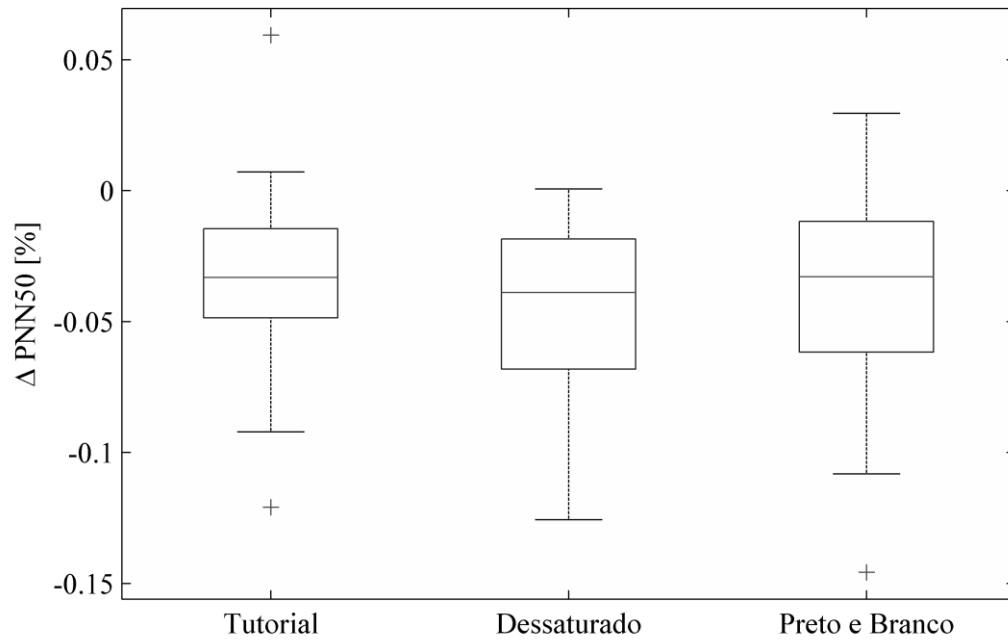
Índices fisiológicos do experimento completo calculados para cada um dos 25 voluntários

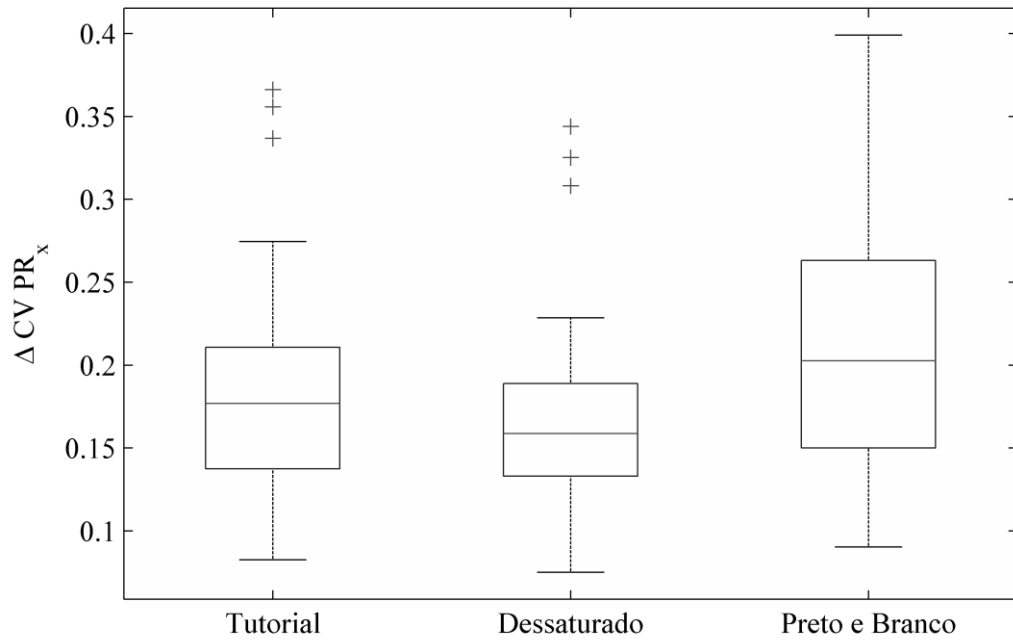
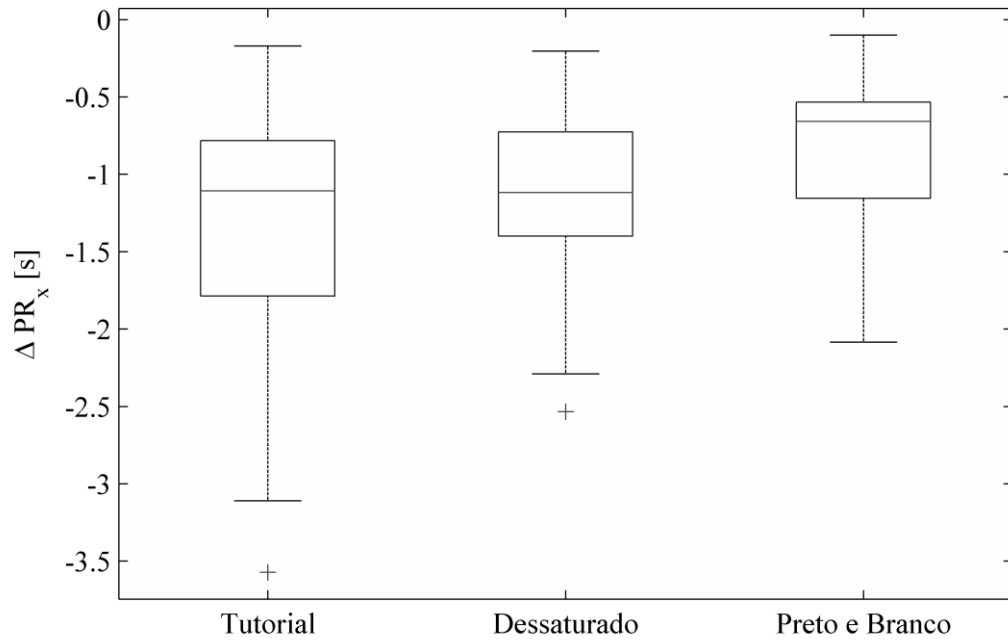
<i>V</i>	<i>RMSSD</i>	<i>SDNN</i>	<i>PNN₅₀</i>	<i>FC</i>	<i>PR_x</i>	<i>CV_{PR}</i>	<i>PM_{ASR}</i>	<i>EDA_x</i>	<i>EDR_x</i>	<i>EDR_{max}</i>	<i>EDR_{min}</i>	<i>EDR_M</i>	<i>N_{EDR}</i>	<i>EDR_{tt}</i>
1	0,057	0,079	0,100	78,4	6,3	0,3	0,103	9,207	0,860	6,802	0,020	0,479	178	0,081
2	0,053	0,079	0,138	74,9	3,9	0,2	0,098	21,614	0,334	2,371	0,020	0,237	271	0,048
3	0,038	0,066	0,071	80,7	4,2	0,3	0,062	12,260	0,257	1,715	0,020	0,130	60	0,009
4	0,085	0,110	0,277	64,7	4,6	0,2	0,173	2,967	0,092	0,440	0,021	0,063	96	0,006
5	0,058	0,085	0,179	71,4	4,0	0,3	0,107	10,229	0,621	5,841	0,021	0,235	247	0,080
6	0,032	0,062	0,055	81,8	3,3	0,3	0,035	7,439	0,147	1,207	0,021	0,059	131	0,011
7	0,031	0,051	0,020	77,6	4,1	0,3	0,040	11,407	0,516	4,256	0,020	0,246	237	0,066
8	0,037	0,062	0,056	81,9	4,4	0,3	0,069	1,946	0,036	0,132	0,021	0,031	25	0,003
9	0,030	0,048	0,042	70,6	3,6	0,3	0,045	2,257	0,118	1,736	0,020	0,049	75	0,007
10	0,037	0,057	0,057	71,3	3,5	0,2	0,060	2,556	0,199	1,427	0,020	0,050	56	0,007
11	0,035	0,058	0,049	77,3	5,8	0,4	0,061	6,578	0,084	1,095	0,020	0,043	121	0,006
12	0,033	0,050	0,018	88,9	3,8	0,2	0,042	3,284	0,156	1,078	0,020	0,066	97	0,009
13	0,044	0,066	0,097	75,3	4,4	0,3	0,086	2,534	0,241	1,946	0,021	0,048	30	0,005
14	0,063	0,077	0,160	66,2	3,3	0,3	0,072	3,584	0,100	0,966	0,021	0,057	67	0,004
15	0,063	0,072	0,070	86,8	3,4	0,4	0,046	4,400	0,778	5,563	0,022	0,184	37	0,016
16	0,043	0,058	0,110	85,4	3,8	0,2	0,089	9,429	0,568	4,471	0,020	0,162	119	0,037
17	0,046	0,068	0,119	87,2	5,4	0,3	0,122	12,184	0,600	8,062	0,020	0,225	259	0,082
18	0,047	0,064	0,094	71,0	3,3	0,3	0,060	6,127	0,381	3,131	0,020	0,136	63	0,013
19	0,073	0,094	0,165	68,2	5,5	0,4	0,136	4,823	0,031	0,108	0,020	0,024	84	0,005
20	0,040	0,062	0,121	63,8	5,4	0,2	0,090	1,704	0,069	0,400	0,020	0,046	28	0,002
21	0,078	0,090	0,157	70,4	4,5	0,2	0,107	7,969	0,105	0,891	0,021	0,054	86	0,006
22	0,053	0,055	0,177	82,7	3,2	0,2	0,108	10,201	0,080	0,464	0,020	0,054	104	0,005
23	0,025	0,055	0,033	80,6	5,3	0,3	0,045	4,845	0,314	1,993	0,023	0,147	43	0,008
24	0,019	0,041	0,010	92,3	4,2	0,3	0,042	10,883	0,115	0,682	0,020	0,076	359	0,024
25	0,061	0,085	0,168	70,3	3,5	0,3	0,079	4,846	0,268	3,044	0,021	0,107	113	0,017

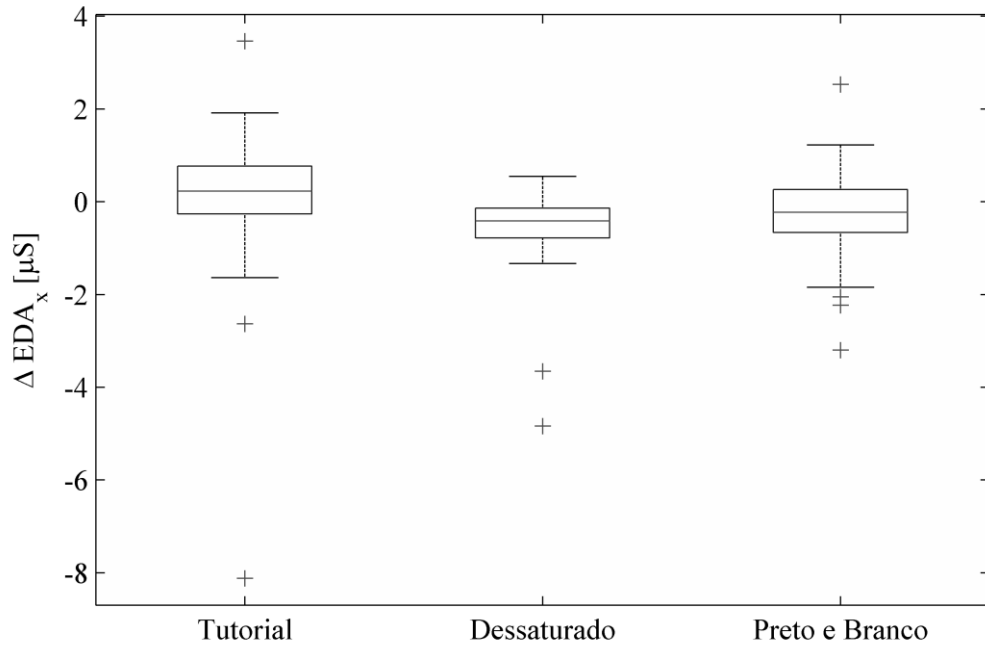
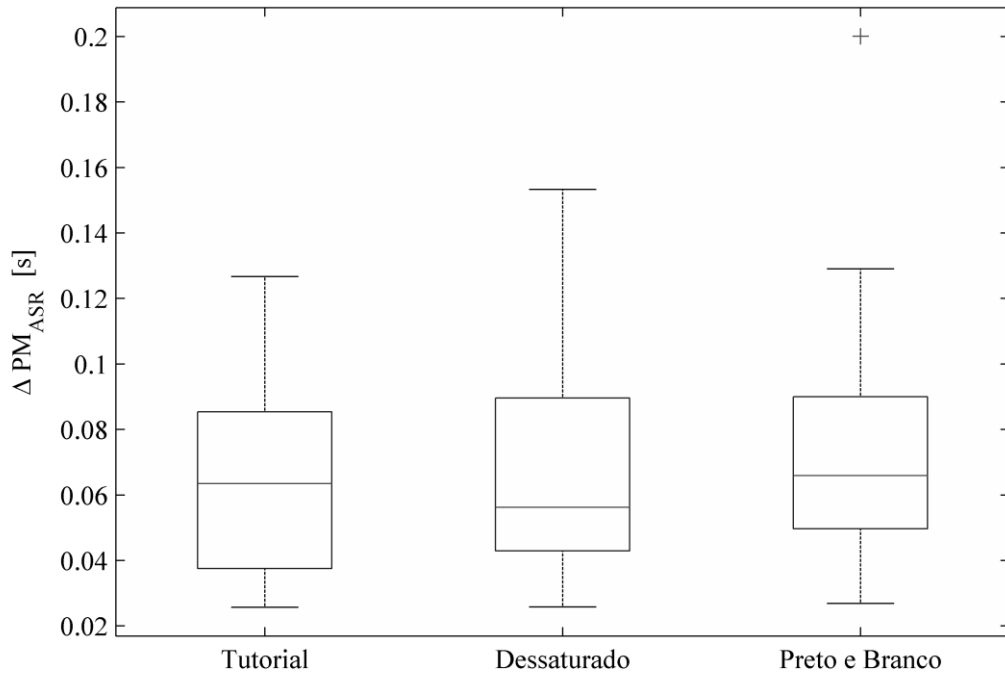
Anexo VIII

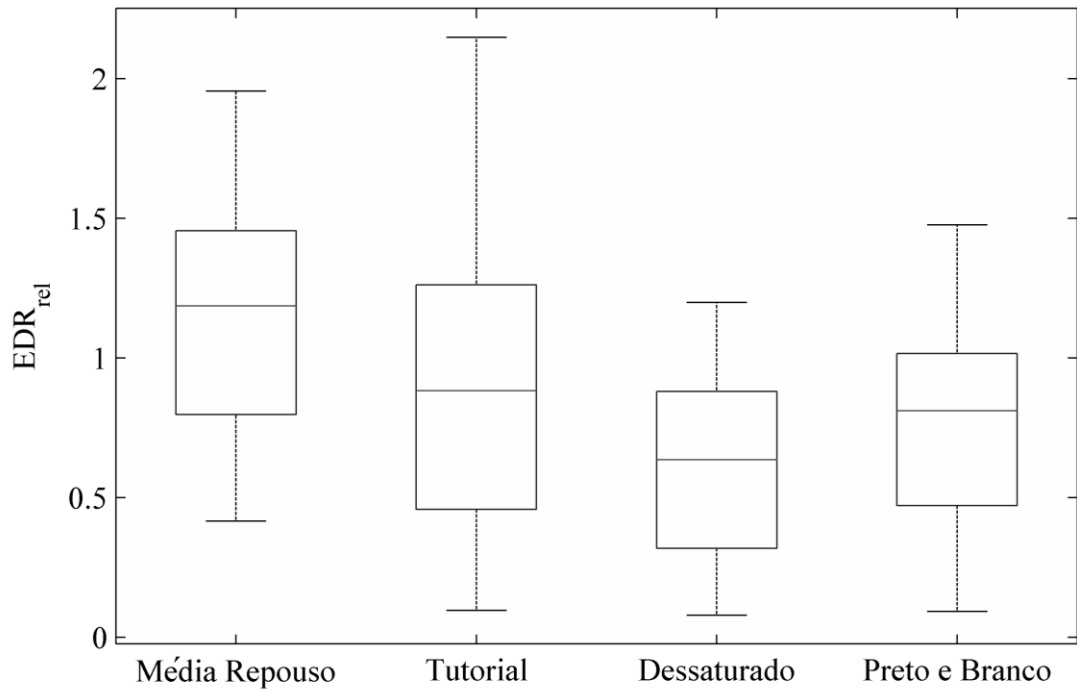
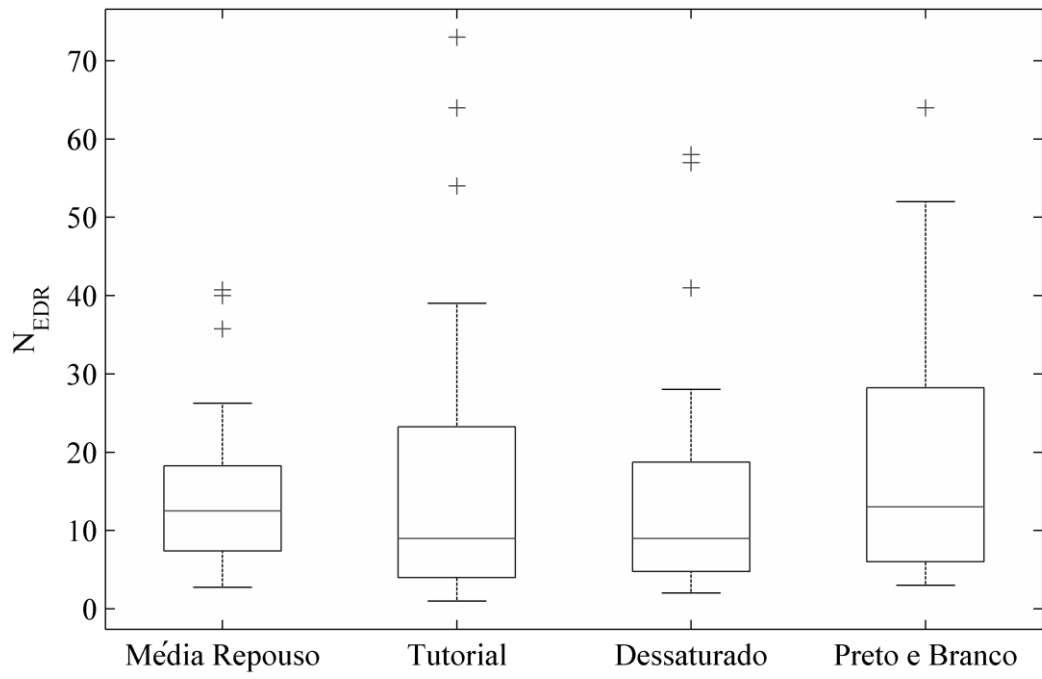
O comportamento dos índices fisiológicos nas etapas de jogo expresso em *boxplots*

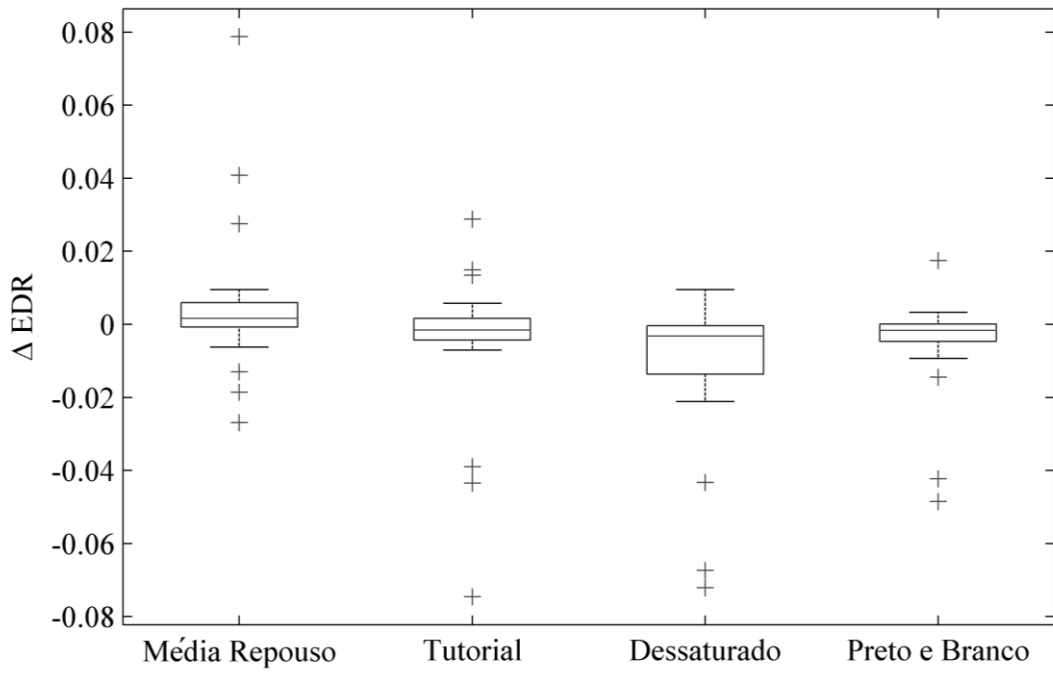






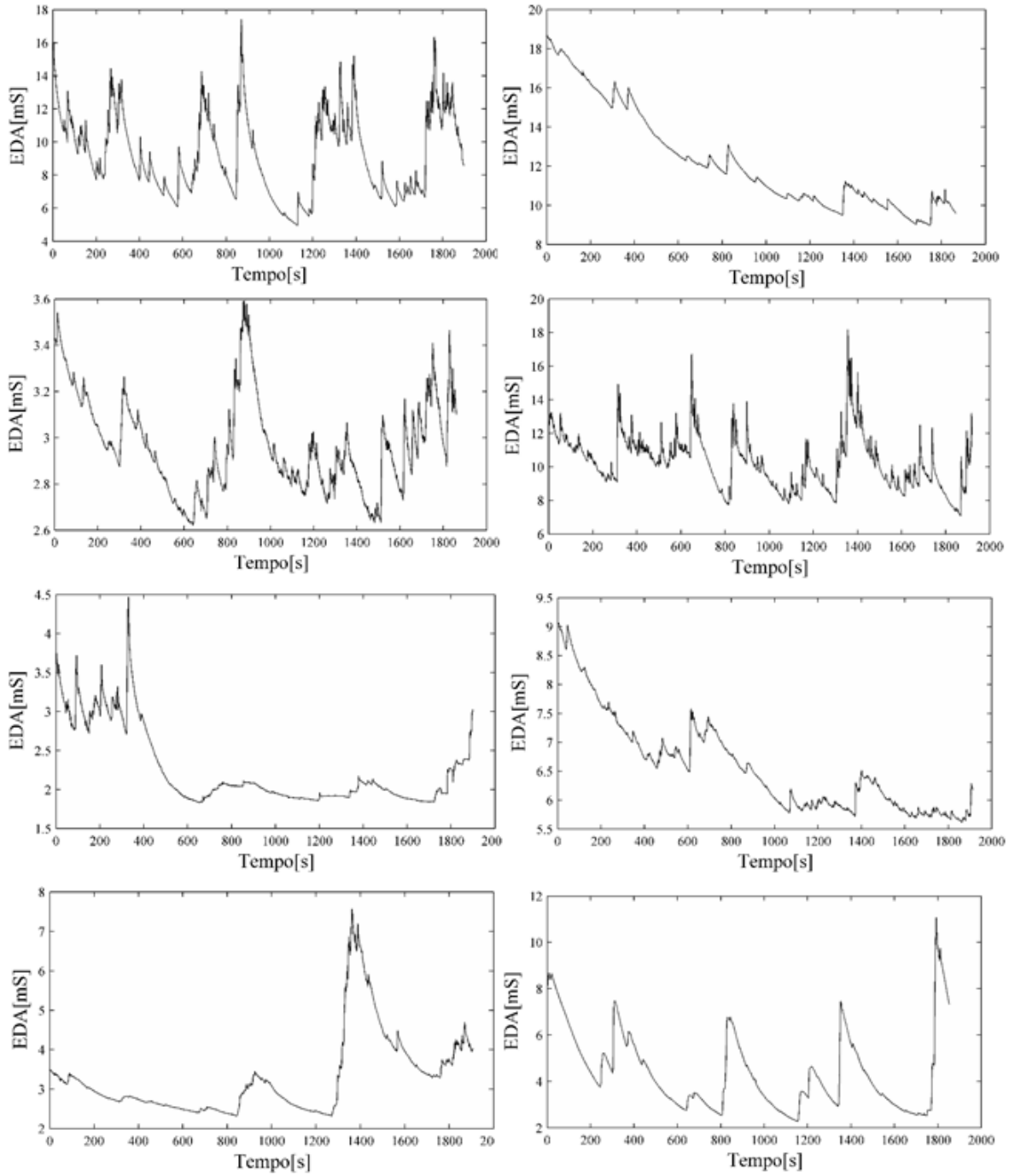


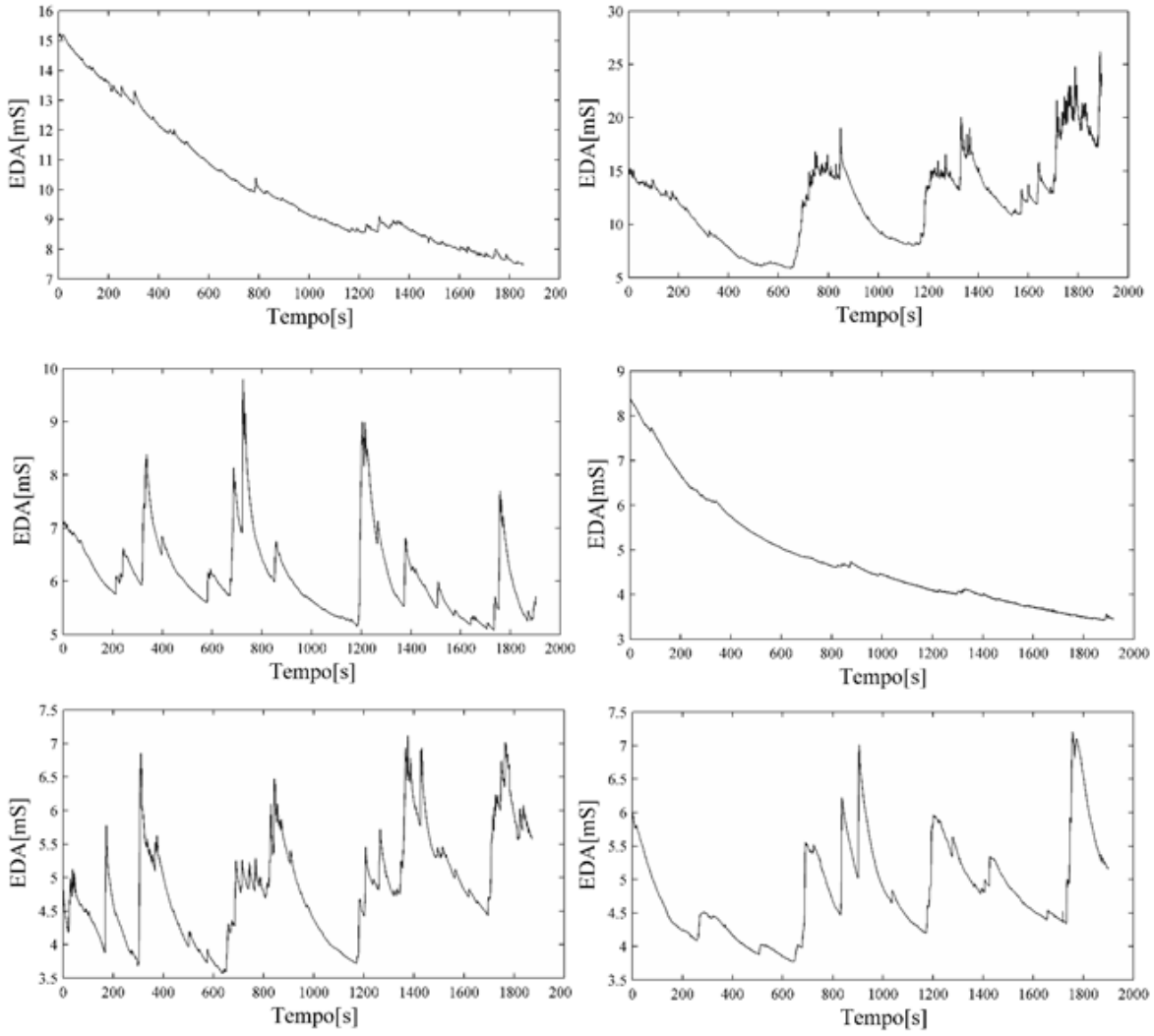




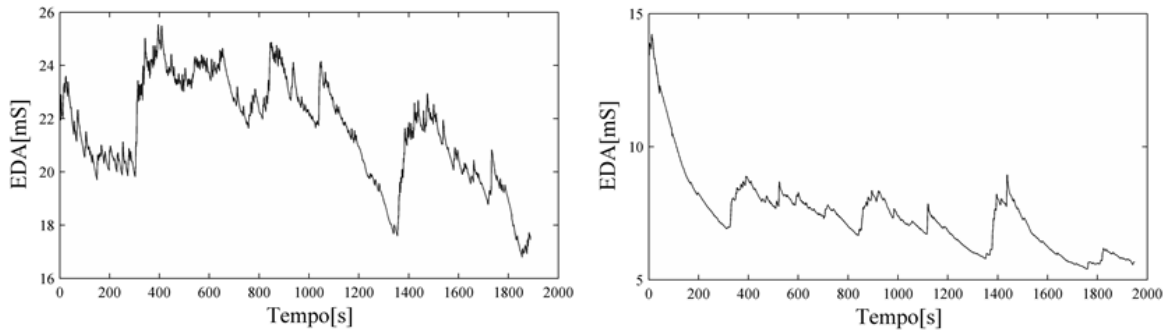
Anexo IX

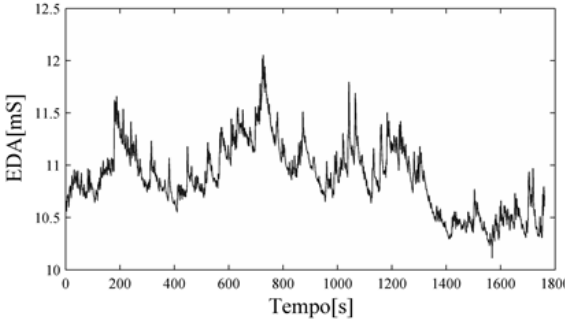
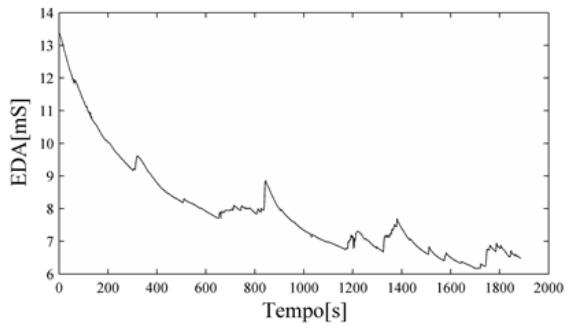
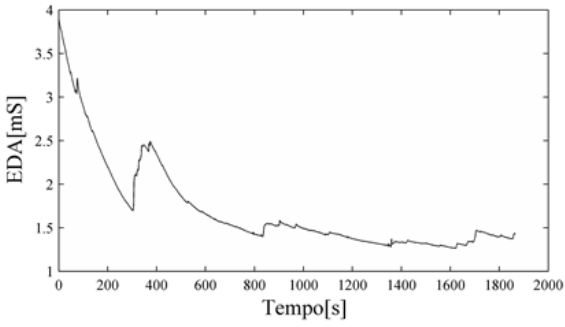
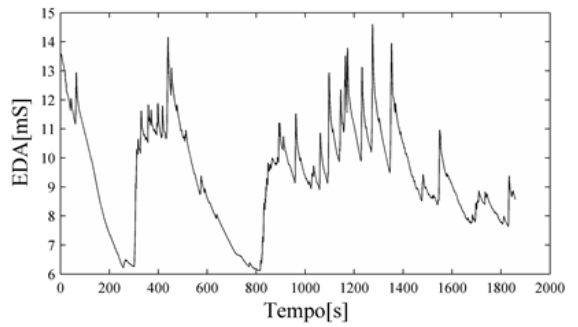
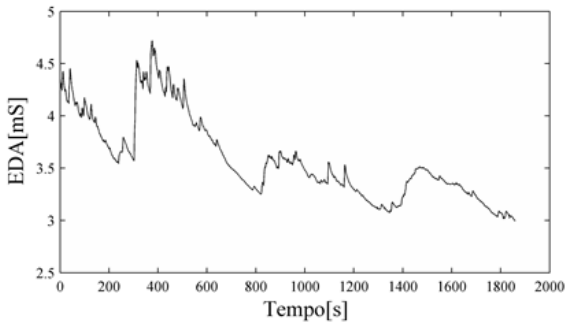
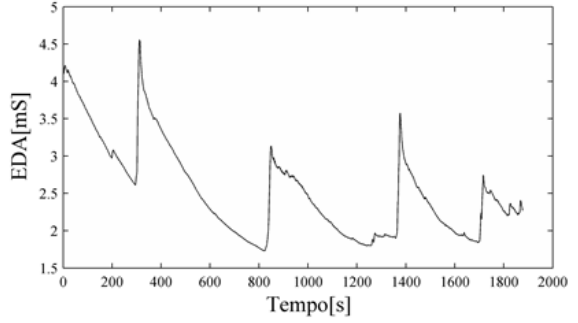
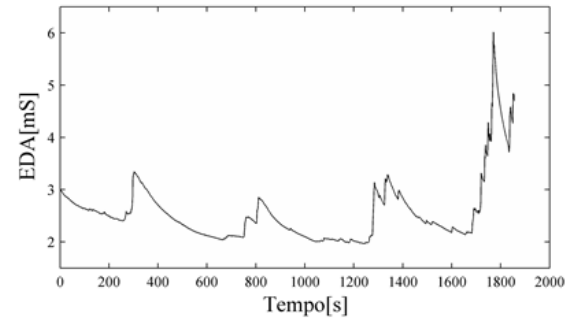
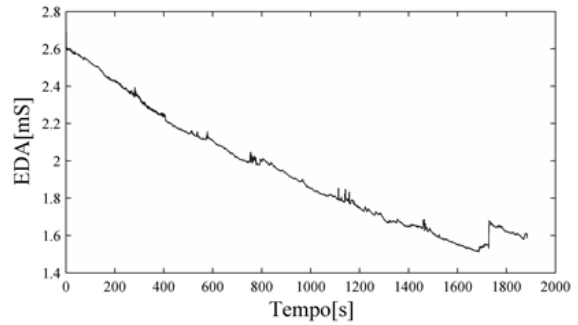
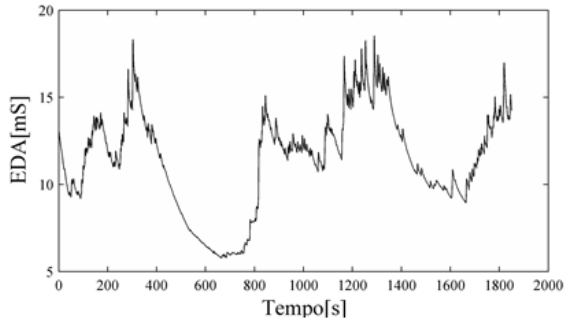
Sinais de EDA dos voluntários que jogaram em ordem crescente de dificuldade:





Sinais de EDA dos voluntários que jogaram PB antes do DS:





Anexo X

Tabelas de correlação com valores significativos e não significativos

Tabela 17: Correlação G3

	RMSSD	SDNN	PNN ₅₀	FC	PR _x	CV _{PR}	PM _{ASR}	EDA _x	EDR _x	EDR _{ma}	EDR _{mir}	EDR _M	N _{EDR}	EDR _{rel}
SDNN	0,83													
PNN ₅₀	0,90	0,84												
FC	-0,47	-0,49	-0,51											
PR _x	0,05	0,25	0,02	-0,09										
CV _{PR}	0,08	0,32	0,06	-0,01	0,54									
PM _{ASR}	0,82	0,76	0,87	-0,41	0,34	0,09								
EDA _x	0,04	0,13	0,08	0,36	0,01	0,16	0,06							
EDR _x	0,10	0,09	0,11	-0,13	0,10	-0,02	0,11	0,06						
EDR _{ma}	0,09	0,15	0,15	-0,04	0,01	0,07	0,09	0,38	0,74					
EDR _{mir}	-0,03	-0,08	0,02	-0,21	0,14	-0,06	0,02	-0,32	0,66	0,20				
EDR _M	0,12	0,11	0,15	-0,14	0,21	0,00	0,15	0,08	0,86	0,49	0,74			
N _{EDR}	0,05	0,14	0,15	0,23	0,03	0,07	0,16	0,66	-0,01	0,44	-0,36	-0,02		
EDR _{rel}	0,08	0,10	0,13	-0,14	0,00	0,06	0,11	0,07	0,59	0,64	0,28	0,49	0,32	
ΔEDR	0,07	0,08	0,13	-0,17	-0,05	0,00	0,09	-0,06	0,54	0,47	0,38	0,49	0,14	0,91

*p-valor<0,05 confirma correlação

Tabela 18: Correlação fase T

	RMSSD	SDNN	PNN ₅₀	FC	PR _x	CV _{PR}	PM _{ASR}	EDA _x	EDR _x	EDR _{ma}	EDR _{mir}	EDR _M	N _{EDR}	EDR _{rel}
SDNN	0,86													
PNN ₅₀	0,83	0,78												
FC	-0,45	-0,45	-0,52											
PR _x	0,08	0,30	0,00	-0,15										
CV _{PR}	-0,05	0,26	-0,07	0,08	0,54									
PM _{ASR}	0,76	0,73	0,84	-0,41	0,32	-0,04								
EDA _x	0,16	0,28	0,12	0,37	0,01	0,29	0,15							
EDR _x	0,02	-0,11	0,04	-0,17	-0,13	-0,01	0,03	-0,02						
EDR _{ma}	0,03	0,09	0,21	-0,15	-0,25	0,10	0,05	0,28	0,32					
EDR _{mir}	-0,12	-0,21	-0,02	-0,18	-0,07	-0,10	-0,04	-0,23	0,71	-0,01				
EDR _M	0,25	0,16	0,26	-0,18	0,05	0,09	0,26	0,22	0,79	0,17	0,67			
N _{EDR}	-0,01	0,21	0,19	0,21	-0,04	0,21	0,14	0,58	-0,25	0,61	-0,43	-0,10		
EDR _{rel}	0,07	0,11	0,14	-0,14	-0,22	0,12	0,03	0,06	0,21	0,60	0,02	0,15	0,37	
ΔEDR	0,07	0,18	0,18	-0,09	-0,21	0,09	0,10	0,18	0,17	0,54	0,03	0,14	0,38	0,93

*p-valor<0,05 confirma correlação

Tabela 19:Correlação fase DS

	RMSD	SDNN	PNN ₅₀	FC	PR _{x̄}	CV _{PR}	PM _{ASR}	EDA _{x̄}	EDR _{x̄}	EDR _{ma:}	EDR _{mir}	EDR _M	N _{EDR}	EDR _{rel}
SDNN	0,78													
PNN ₅₀	0,93	0,87												
FC	-0,49	-0,58	-0,54											
PR _{x̄}	0,04	0,20	0,04	-0,11										
CV _{PR}	0,09	0,22	0,06	0,00	0,67									
PM _{ASR}	0,86	0,78	0,88	-0,39	0,32	0,18								
EDA _{x̄}	0,03	0,05	0,13	0,36	0,04	0,12	0,05							
EDR _{x̄}	0,02	0,20	0,07	-0,05	0,33	0,05	0,00	0,13						
EDR _{ma:}	-0,01	0,20	0,07	0,07	0,35	0,20	0,03	0,36	0,81					
EDR _{mir}	-0,05	0,01	-0,03	-0,19	0,34	-0,01	-0,09	-0,30	0,75	0,39				
EDR _M	0,07	0,14	0,09	-0,13	0,34	0,02	0,01	0,00	0,92	0,61	0,86			
N _{EDR}	0,13	0,13	0,16	0,23	-0,05	-0,13	0,16	0,61	0,07	0,44	-0,34	-0,07		
EDR _{rel}	0,02	0,10	0,03	-0,20	0,26	0,05	0,03	-0,19	0,70	0,60	0,53	0,66	0,06	
ΔEDR	0,03	0,11	0,03	-0,32	0,15	0,03	-0,02	-0,40	0,59	0,28	0,65	0,65	-0,26	0,84

*p-valor<0,05 confirma correlação

Tabela 20: Correlação PB

	RMSD	SDNN	PNN ₅₀	FC	PR _{x̄}	CV _{PR}	PM _{ASR}	EDA _{x̄}	EDR _{x̄}	EDR _{ma:}	EDR _{mir}	EDR _M	N _{EDR}	EDR _{rel}
SDNN	0,83													
PNN ₅₀	0,94	0,85												
FC	-0,49	-0,47	-0,50											
PR _{x̄}	-0,06	0,11	-0,11	0,00										
CV _{PR}	0,18	0,43	0,16	-0,09	0,43									
PM _{ASR}	0,82	0,73	0,87	-0,46	0,27	0,13								
EDA _{x̄}	-0,10	0,05	-0,03	0,37	0,01	0,05	-0,01							
EDR _{x̄}	0,07	0,03	0,13	-0,09	0,18	-0,23	0,25	-0,01						
EDR _{ma:}	0,10	0,06	0,14	0,05	-0,02	-0,26	0,19	0,46	0,78					
EDR _{mir}	0,08	-0,05	0,12	-0,27	0,13	-0,08	0,19	-0,48	0,69	0,19				
EDR _M	-0,04	0,01	0,06	-0,13	0,24	-0,12	0,17	-0,04	0,83	0,49	0,71			
N _{EDR}	-0,10	-0,06	-0,03	0,29	0,03	-0,07	0,06	0,81	0,13	0,51	-0,32	0,11		
EDR _{rel}	0,09	0,05	0,20	-0,08	0,01	-0,15	0,27	0,23	0,73	0,66	0,44	0,76	0,49	
ΔEDR	0,04	-0,05	0,16	-0,11	-0,10	-0,21	0,14	-0,02	0,66	0,47	0,54	0,72	0,22	0,90

*p-valor<0,05 confirma correlação