

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
INSTITUTO DE MATEMÁTICA E ESTATÍSTICA
BACHARELADO EM CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO

Identificação de interação entre sujeitos via frequência cardíaca

Lucas Marques Gasparino

MONOGRAFIA FINAL

MAC0499 – TRABALHO DE
FORMATURA SUPERVISIONADO

Orientador: Prof. Dr. André Fujita

São Paulo

21 de janeiro de 2021

Agradecimentos

Aos meus pais, pelo incansável apoio antes e durante a faculdade.

A minha namorada e amiga de faculdade Elisa pelo amor e companheirismo em todos esses anos.

A minha irmã pelo apoio mesmo à distância em meus anos em São Carlos.

A minha cachorra Lyra por ter estado ao meu lado em tempos solitários.

Ao meu supervisor Fujita por me dar a oportunidade de me aprofundar em um tema que sempre me inspirou.

Ao Carlos, meu colega de compartilhamento de sensor.

Resumo

Lucas Marques Gasparino. **Identificação de interação entre sujeitos via frequência cardíaca.** Monografia (Bacharelado). Instituto de Matemática e Estatística, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2021.

Introdução: Um dos problemas centrais na neurociência é a construção de interfaces homem-homem a partir da análise de sinais de seus cérebros, que é feita com equipamentos caros e poucos portáteis e estar a mercê de baixas razões sinal-ruído. **Objetivo:** A frequência cardíaca é facilmente coletada por sensores portáteis cada vez mais precisos e está associada ao Sistema Nervoso Autônomo, assim propomos investigar seu índice RR como potencial indicador de interação entre sujeitos. **Métodos:** Coletamos dados de frequência cardíaca (sinal RR) de três pares de indivíduos (idade: 23 ± 4 anos, peso: 66 ± 12 kg, altura: 173 ± 10 cm) via sensor Polar H7, enquanto jogavam Pong. No cenário experimental, o par de indivíduos jogavam entre si. No cenário controle, os indivíduos jogavam contra o computador. Para identificar a interação entre os jogadores, utilizamos medidas de correlação e causalidade de Granger (via modelo vetor autorregressivo - VAR) entre as séries temporais do sinal RR. Para estimar a ordem do modelo VAR, utilizamos o critério de informação de Akaike. **Resultados:** Com nível de significância de 5%, identificamos causalidade de Granger em todos os pares de indivíduos do Grupo Experimental (100%), enquanto no Grupo de Controle um dos três eventos (33%) apresentou causalidade de Granger entre a variabilidade de frequência cardíaca dos indivíduos. Verificamos causalidade de Granger bidirecional para as posições virtuais dos participantes nos três eventos do Grupo Experimental (100%) e causalidade de Granger unidirecional em dois dos eventos do Grupo de Controle (67%). **Conclusão:** Temos evidências de que a interação entre indivíduos possa ser detectada através da variabilidade de frequência cardíaca.

Palavras-chave: Causalidade de Granger. Variabilidade de frequência cardíaca. Dependência entre séries. Interface homem-homem. Índice RR.

Abstract

Lucas Marques Gasparino. **Identification of interaction between individuals by heart rate.** Capstone Project Report (Bachelor). Institute of Mathematics and Statistics, University of São Paulo, São Paulo, 2021.

Introduction: One of the main problems in Neuroscience is the human-human interface building from brain signals analysis, which is done using expensive and unportable devices and is affected by the low signal-noise ratio. **Objective:** The heart rate is easily collected by portable sensors which are more and more accurate, and it is associated with the Autonomic Nervous System, therefore we proposed to investigate its RR index as a potential indicator of interaction between subjects. **Methods:** We collected heart rate data (RR signal) from three pairs of individuals (age: 23 ± 4 years, weight: 66 ± 12 kg, height: 173 ± 10 cm) by sensor Polar H7 while they play Pong. In the experimental scenario, the pair of individuals played versus each other. In the control scenario, everyone played versus the computer. To identify the interaction between the players, we used correlation and Granger causality measures between the RR signal time series. To estimate the vector autoregression model order, we used the Akaike Information Criterion. **Results:** Using 5% significance level, we identified Granger causality in all pairs of individuals (100%) from the Experimental Group, while in the Control Group one out of three events (33%) had Granger causality between individuals heart rate variability. We found bidirectional Granger Causality between the virtual players' positions in all events from the Experimental Group (100%) and two unidirectional in two events from the Control Group (67%). **Conclusion:** We have evidence that the interaction between individuals could be identified by heart rate variability.

Keywords: Granger causality. Heart rate variability. Dependence between series. Human-human interface. RR index.

Sumário

Capítulo 1 – Introdução	6
Capítulo 2 – Referencial Teórico	7
Sistema Nervoso Periférico.....	7
Variabilidade de Frequência Cardíaca (VFC).....	7
Séries Temporais.....	9
Reamostragem.....	9
Vetor autorregressivo.....	11
Causalidade de Granger	12
Capítulo 3 - Experimento	14
Dos instrumentos.....	14
Local do experimento.....	15
Do jogo Pong.....	15
Dos voluntários	17
Das restrições	18
Primeira parte - experimento.....	19
Segunda parte - experimento.....	20
Da estrutura dos dados	20
Do processamento dos dados	21
Capítulo 4 – Resultados	25
Resultados – Requisitos	25
Resultados – Parâmetros	25
Resultados – Correlação.....	28
Resultados – Causalidade.....	30
Capítulo 5 - Conclusões	32
Referências bibliográficas	34
ANEXO A – Formulário Experimento	37

Capítulo 1 – Introdução

Um dos problemas centrais na neurociência é a construção de interfaces homem-homem, ou seja, como identificar a interação entre dois sujeitos analisando apenas seus cérebros. A identificação das interações cérebro-cérebro é difícil, principalmente devido às baixas razões sinal-ruído de equipamentos como a eletroencefalografia (EEG) ou ressonância magnética funcional. Além disso, sensores neuronais são extremamente caros e de difícil manuseio. Assim, propomos a construção de uma interface homem-homem através da análise da frequência cardíaca. O sinal cardíaco pode ser facilmente obtido através de sensores cardiofrequencímetros como o Polar H7, que tem alta razão sinal-ruído, são muito mais baratos e de simples uso.

A frequência cardíaca é uma medida fisiológica associada ao sistema nervoso autônomo e às reações a estímulos de estresse do ambiente. É sabido que a frequência cardíaca está associada a diversas condições do organismo (Vanderlei et al., 2009) (1).

Nossa hipótese é que a interação entre indivíduos possa ser identificada analisando o sinal cardíaco. Para isso, desenhamos um jogo de computador Pong ([Figura 2](#)) e testamos a presença de correlação e/ou causalidade de Granger entre os sinais cardíacos.

O conceito de causalidade de Granger é baseado na ideia de que o efeito nunca antecede sua causa. Em outras palavras, se a predição de uma série temporal pode ser estatisticamente melhor feita utilizando informações no passado de outra série temporal, dizemos que a segunda série Granger causa a primeira. Este conceito é amplamente utilizado na economia, biologia molecular e neurociência. A identificação da causalidade de Granger entre os sinais cardíacos de pares de indivíduos abre oportunidades para futuros estudos em interface homem-homem.

Capítulo 2 – Referencial Teórico

Sistema Nervoso Periférico

O Sistema Nervoso Periférico (SNP), em sua parte autonômica é responsável por diversas regulações fisiológicas no corpo humano. O bulbo do tronco encefálico em conjunto com neuro receptores *in loco* no coração realizam o controle do sistema cardiovascular a partir da atividade das vias simpática e parassimpática, respectivamente causadoras de estímulo e diminuição dos ritmos cardio-respiratório, com a liberação de noradrenalina e acetilcolina (Laurence, 2005) (2).

Variabilidade de Frequência Cardíaca (VFC)

Uma medida específica, a VFC tem-se mostrado como eficiente marcador quantitativo da atividade do Sistema Nervoso Autônomo (Acharya et al., 2006) (3). A VFC indica a habilidade do coração de responder aos múltiplos estímulos fisiológicos e ambientais, como respiração, sono, estresse, homeostase e alterações metabólicas (Acharya et al., 2006) (3).

Sua medição é feita por instrumentos não-invasivos e de fácil manuseio. Um índice na VFC são os intervalos RR, que se referem ao intervalo de tempo entre dois batimentos cardíacos sucessivos (Figura 1). As ondas R apresentadas na Figura 1 abaixo estão na etapa de despolarização dos ventrículos.

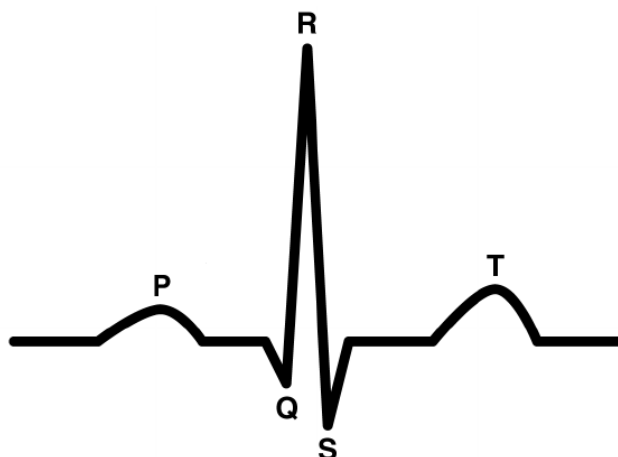


Figura 1 - Cada letra do gráfico acima está contida em alguma etapa do batimento cardíaco. (P) Contração dos átrios. (Q) Despolarização do Septo-Ventricular. (Complexo QRS) Despolarização dos Ventriculos. (T) Repolarização dos ventriculos. Fonte: Thind (2009) (4)

O índice RR pode ser captado por frequencímetros com acurácia próxima ao eletrocardiograma, como apontado por Plews et al. (2017) (5). Os índices de VFC são de dois tipos: lineares, nos domínios do tempo e frequência, e os não-lineares. Para o estudo desses últimos o número mínimo de intervalos recomendado é maior, como indica Vanderlei et al. (2009) (1). No domínio do tempo, são índices estatísticos importantes utilizados nesse trabalho (Vanderlei et al., 2009) (1):

SDNN: Desvio padrão de todos os intervalos RR normais gravados em milissegundos

rMSSD: Raiz quadrada da média do quadrado das diferenças entre RR adjacentes

$$rMSSD = \sqrt{\sum_i (RR_i - RR_{i+1})^2 / n}$$

pNN50: Percentagem dos RR adjacentes com diferença de duração maior que 50 milissegundos

A atividade simpática é especialmente visível com o índice SDNN; enquanto a atividade parassimpática é pelos rMSSD e pNN50.

Séries Temporais

Um conjunto de observações $\{X(t), t \in T\}$, sendo X a variável de interesse ordenada em T - conjunto de índices que representam um instante de tempo, é denominado série temporal. Uma série temporal multivariada é tal que $\{X_1(t), X_2(t), \dots, X_k(t), t \in T\}$, (Ehlers, 2009) (6):

Discreta: as observações são feitas em intervalos de tempo fixos, normalmente equiespaçados um a um, tal que $T = \{t_1, t_2, \dots, t_n\}$

Contínua: é tal que as observações são feitas de forma contínua no tempo, com intervalos não-determinísticos. $T = \{t : t_1 < t < t_2\}$

Dizemos que um subconjunto curto ou longo de uma série temporal tem a propriedade de estacionariedade quando seus valores variam aleatoriamente em torno de uma média constante. Além dos testes qualitativos visuais, como os Plot de linha e de Recorrência, a estacionariedade pode ser verificada por testes estatísticos como o Augmented Dickey-Fuller (ADF), que consiste em rejeitar a hipótese nula da presença de uma raiz unitária na série.

H_0 : tem raiz unitária (não é estacionária)

H_1 : não tem raiz unitária (é estacionária)

Nos experimentos que serão descritos a seguir, a coleta de dados produziu séries temporais multivariadas contínuas não-estacionárias, que foram convertidas em séries temporais multivariadas discretas com intervalo de tempo equidistante e estacionárias (Tabela 3).

Reamostragem

O caráter fisiológico do coração faz que para cada indivíduo o comportamento do Complexo QRS seja único, o que repercute nas séries temporais RR, que assumiremos não serem independentes e identicamente distribuídas (i.i.d, em inglês). Esta propriedade dos dados exige o uso da reamostragem para o cálculo do p-valor do teste de independência entre as séries uma a uma, pois descarta a distribuição por amostragem e calcula a distribuição da estatística ao longo de centenas ou milhares de amostras, como apontado por Costa (2010) (7), assim não se precisa confiar na distribuição amostral assumida e se pode violar a necessidade de as variáveis serem i.i.d

para calcular o p-valor de que o índice de correlação linear de Pearson entre elas é zero. Um método para construir essas múltiplas amostras empíricas é o *Bootstrap* não-paramétrico, que tem como funcionamento fundamental reordenar aleatoriamente o conjunto amostral, a partir da movimentação de subconjuntos de tamanho fixo da amostra, obtendo múltiplas possíveis permutações da sequência (Santos, n. d.) (8).

A correlação de Pearson é definida como uma medida de associação linear entre duas variáveis, com valores que variam entre -1 e 1 e definida matematicamente como (Weissten, n. d.) (9):

Sejam σ_X e σ_Y respectivamente os desvios padrões de X e Y, então, a correlação de Pearson entre X e Y é dada como:

$$\text{Corr}(X, Y) = \frac{\text{cov}(X, Y)}{\sigma_X \sigma_Y}$$

A técnica de reamostragem por bootstrap foi aplicada para realizar o teste se o valor da correlação linear de Pearson entre as sequências RR é zero (Santos, n. d.) (8):

$$H_0 : \rho = 0 \text{ onde } \rho = \text{Corr}(X, Y)$$

$$H_1 : \rho \neq 0$$

A premissa do teste é a de que se a hipótese nula é verdadeira, então reordenar a série temporal não afetará a correlação. Dadas todas as possíveis permutações de X e Y, sendo n o número de subconjuntos de tamanho fixo, existem $n!$ possíveis permutações bootstrap, e o cálculo do p-valor é feito com o quociente entre o número de permutações com correlação maior que a das amostras e B , o número de todas as permutações geradas, com $B \leq n!$, (Santos, n. d.) (8):

$$p - \text{valor} = \sum_{i=1}^B I \{ |\hat{\rho}^{(i)}| \geq |\hat{\rho}| \} \div B, \text{ sendo } |\hat{\rho}^{(i)}| \text{ a correlação da permutação } i$$

$|\hat{\rho}|$ a correlação da amostra original

Vetor autorregressivo

Como descrito inicialmente por Sims (1980) (10), o método VAR (Vetor Autorregressivo) busca capturar a existência de relação de interdependência entre múltiplas séries temporais endógenas, a partir do exame de relações lineares entre cada variável e os valores defasados (Bacen, 2004) (11), de forma que as variáveis sejam influenciadas umas pelas outras tanto contemporaneamente como pelos valores defasados. Da ordem do modelo diz-se sobre quantos *lags* a variável está defasada. Para uma série temporal bivariada, o modelo autorregressivo de ordem p é expresso algebricamente reduzido da seguinte forma (Costa, 2020) (12):

$r_{1,t}, r_{2,t}$ variáveis da série temporal, compostas no tempo t e com defasagem até a ordem p ,

φ uma matriz de constantes de ordem $2 \times p$,

ε_t vetor de ordem $2 \times p$ de perturbações aleatórias i.i.d.

$$r_{1,t} = \varphi_{10} + \varphi_{11}^1 r_{1,t-1} + \varphi_{12}^1 r_{2,t-1} + \dots + \varphi_{11}^p r_{1,t-p} + \varphi_{12}^p r_{2,t-p} + \varepsilon_{1,t} \text{ (Equação 1)}$$

$$r_{2,t} = \varphi_{20} + \varphi_{21}^1 r_{1,t-1} + \varphi_{22}^1 r_{2,t-1} + \dots + \varphi_{21}^p r_{1,t-p} + \varphi_{22}^p r_{2,t-p} + \varepsilon_{2,t}$$

A estimativa para esse modelo é feita por Mínimos Quadrados Ordinários (MOQ), Método da Máxima Verossimilhança ou pelo procedimento Bayesiano de Estimação. Utilizando-se o MOQ, a estimação dos parâmetros ocorre a partir do formato matricial (Costa, 2020) (12):

$$\begin{bmatrix} r_1 \\ r_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_1 & 0 \\ 0 & X_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \beta_1 \\ \beta_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} A_1 \\ A_2 \end{bmatrix}, T \text{ é tamanho da série temporal.}$$

$$X = \begin{bmatrix} X_1 & 0 \\ 0 & X_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{1,p} & \dots & r_{1,1} & r_{2,p} & \dots & r_{2,1} \\ \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ r_{1,T-1} & \dots & r_{1,T-1} & r_{2,T-1} & \dots & r_{2,T-1} \end{bmatrix}$$

$$\beta = \begin{bmatrix} \beta_1 \\ \beta_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varphi_{11}^1 & \varphi_{12}^1 \\ \vdots & \vdots \\ \varphi_{11}^p & \varphi_{12}^p \\ \varphi_{21}^1 & \varphi_{22}^1 \\ \vdots & \vdots \\ \varphi_{21}^p & \varphi_{22}^p \end{bmatrix}$$

$$r = \begin{bmatrix} r_1 \\ r_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{1,p+1} & r_{2,p+1} \\ r_{1,p+2} & r_{2,p+2} \\ \vdots & \vdots \\ r_{1,T-1} & r_{2,T-1} \\ r_{1,T} & r_{2,T} \end{bmatrix}$$

$$A = \begin{bmatrix} A_1 \\ A_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{1,p+1} & \varepsilon_{2,p+1} \\ \vdots & \vdots \\ \varepsilon_{1,T} & \varepsilon_{2,T} \end{bmatrix}$$

Desta forma, os coeficientes e os resíduos deste modelo podem ser estimados respectivamente por

$$\hat{\beta} = (XX')^{-1}X'r,$$

$$\hat{A} = r - X\hat{\beta}.$$

Ainda, o critério objetivo para a seleção da ordem dos modelos VAR pode ser realizado com a métrica de Critério de Informação de Akaike (AIC), um estimador da qualidade relativa de um modelo estatístico, que o penaliza pela sua quantidade de parâmetros estimados (Emiliano et al., 2010) (29).

Causalidade de Granger

Introduzido por Granger (1969) (13) para uso em econometria, o teste de causalidade de Granger conceitualiza-se em verificar para séries temporais com modelos VAR a contribuição do passado de uma variável na previsibilidade dos valores de outra. Esta propriedade de verificar o sentido causal em séries temporais multivariadas fez deste teste uma ferramenta poderosa e popular no estudo de sinais cerebrais na neurociência (Barnett et al., 2018) (14), com a recente prevalência do conceito de conectividade cerebral (Barnett, et al., 2015) (15) e interfaces homem-homem e homem-máquina.

Isso é, seja uma série temporal bivariada $\{r_1(t), r_2(t), t \in T\}$, diz-se que r_1 Granger-causa r_2 se a previsão bivariada de r_2 tem erro associado menor do que a sua previsão univariada, isso é, se a contribuição de informação de r_1 defasada diminui o erro de previsibilidade de r_2 (Costa, 2020) (12).

Formalmente é utilizado o modelo VAR (Equação 1) e um teste F cuja hipótese nula é que r_1 não-Granger-causa r_2 , assim (Costa, 2020) (12):

$H_0: \varphi_{2,t-i} = 0, \forall i \in [1, p]$ r_1 não-Granger-causa $r_2(t)$

$H_1: \varphi_{2,t-i} \neq 0, \forall i \in [1, p]$ r_1 Granger-causa r_2

O sentido oposto também pode ser aplicado, i.e., para verificar se r_2 Granger-causa r_1 .

Embora seu princípio seja que a causa antecede e contém informações únicas sobre seus efeitos e ofereça evidências estatísticas de que oscilações passadas estão correlacionadas com as de outra variável, o teste de Granger informa nada sobre causalidade em termos literais (Eichler, 2011) (16). Uma outra limitação deste teste é a de não-verificação de relação causal instantânea ou não-linear, sendo requisito que a defasagem ocorra em pelo menos uma unidade atômica de tempo (Eichler, 2011) (16). Ela ainda só é efetiva em séries temporais estacionárias (Papania et al., 2014) (17).

Capítulo 3 - Experimento

Para realizarmos a verificação da hipótese se há causalidade de Granger entre os batimentos cardíacos de duplas de pessoas, o experimento foi desenhado para coletarmos informação quantitativa da variabilidade da frequência cardíaca de sujeitos em interação em um jogo eletrônico de bate-rebate (Pong) (Figura 2). A informação definida consistiu-se nos intervalos entre as ondas R de batimentos consecutivos no Eletrocardiograma (ECG).

Dos instrumentos

- **Cardiofrequencímetros:** são sensores polares que em semelhança ao ECG possuem eletrodos que captam e transmitem os estímulos elétricos via campo eletromagnético. O sensor Polar utilizado foi a versão H7, que provê uma mensuração aceitável da VFC em comparação ao Eletrocardiograma, como foi verificado por Plews et al. (2017) (5). Esses sensores transmitem o índice RR via *bluetooth* para um segundo dispositivo.
- **Laptop Inspiron 14R - Sistema Operacional Linux (BackBox Linux 5.3 64 bits - Ubuntu).**
- **Construímos uma aplicação gráfica para facilitar a conexão e acompanhamento da captura dos dados em Python 2.7, com utilização da biblioteca bluepy de Harvey (2019) (18) para interface Bluetooth Low Energy, e com trechos de código do repositório HeRV de Silva (2019) (28). O aplicativo permite conectar-se ao sensor, receber seus dados e armazená-los, associando-os ao horário local do computador e ao horário oficial do Brasil via acesso ao servidor a.st1.ntp.br, via NTPClient, com o possível *delay (round-trip delay)* ajustado via algoritmo de sincronização de relógio, que consistiu em aplicar a seguinte fórmula para o *Delay* (Mills, 1989, p. 11) (19):**

t_0 – Intervalo de tempo para a solicitação ao servidor

t_1 – Intervalo de tempo para receber o horário do servidor

t_2 – Intervalo de tempo para o servidor enviar o horário

t_3 – Intervalo de tempo para a recepção pelo servidor da solicitação de horário pelo cliente

$$Delay = t_1 - t_0 - t_2 + t_3$$

Capturamos os dados nos seguintes formatos: intervalo entre duas ondas R consecutivas

(milissegundos) e o instante de tempo do primeiro intervalo RR capturado (hora:minuto:segundo).

Local do experimento

O espaço concedido para a realização do estudo concentrou-se em duas salas com pouca movimentação no terceiro andar do prédio INOVA-USP (Av. Prof. Lúcio Martins Rodrigues, 370, Quarto Andar - Butantã, São Paulo - SP, 05508-020). Os experimentos ocorreram em três dias diferentes de Outubro de 2019, entre às 9h e às 11h da manhã.

Organizamos as salas com uma mesa e uma cadeira em direção à janela, com ângulo de visão insuficiente para que o voluntário pudesse ver o chão lá fora. As salas possuíam isolamento acústico, para atenuar possíveis impactos de sons externos na variabilidade de frequência cardíaca, como é indicado por Hori et al. (2005) (20). Para um dos participantes havia um laptop e para outro havia um monitor, conectado ao laptop do outro participante, via cabo HDMI. Cada um deles tinha um teclado conectado ao mesmo laptop. Preparamos as salas por 15 minutos antes da entrada de cada voluntário na temperatura de 22 graus celsius para atenuar os efeitos da temperatura ambiente na VFC (Shin, 2016) (21).

Do jogo Pong

Consiste num jogo de quatro cores (branco, preto, azul-claro e bege), o mais simples possível para evitar possíveis externalidades como sons, mudanças extremas de visual, cores ou luzes (Hori et al., 2005) (20). A jogabilidade se faz com as teclas para cima e para baixo, controlando um retângulo que sobe e desce sempre em mesma velocidade, de forma a rebater uma bolinha a partir do impacto, refletindo-a no mesmo ângulo de incidência. Há ainda paredes que bordeiam o espaço do jogo, onde a bolinha também é refletida. No caso de a bolinha passar pelo eixo de deslocamento do retângulo-jogador sem que o mesmo a rebata, é marcado um ponto para o oponente, que é registrado na tela e a bolinha reaparece no centro do campo, onde se reinicia suas condições e aleatoriamente obtém direção e sentido de deslocamento. Quanto mais vezes a bola é rebatida sem que haja marcação de ponto, mais velocidade ela ganha. A pontuação é exibida no centro superior do campo, e não tem limite, podendo alcançar quaisquer valores dentro dos 10 minutos de jogo.

Existiam dois formatos de jogos possíveis: um que o jogador jogava contra outra pessoa

multiplayer, e um em que o jogador jogava contra o computador *single-player* – comandos e movimentos pré-programados executados por um jogador *bot*, que com mesma velocidade de deslocamento do jogador, foi programado para sempre ir em direção à bolinha. Antes da realização dos experimentos, avaliamos a dificuldade de enfrentar o *bot*, para isso seu funcionamento foi testado com três voluntários e os resultados foram que ele apresentou alto desempenho, vencendo todas as partidas, com diferença mínima de 3 pontos e máxima de 7 pontos, ao longo de 10 minutos. Além disso, comparamos dois tipos de jogabilidade: com mouse e com setas, a última foi escolhida, pois foi a que dentro de dois testes ao longo de 10 minutos, mostrou menor média de variabilidade cardíaca, tornando o comportamento da VFC menos aleatória, favorável ao estudo.

Quanto ao jogo multiplayer, o procedimento todo ocorreu num único laptop, no entanto acoplamos um teclado a ele a partir de sete metros de cabo USB, que ficou em uma sala adjacente a do laptop onde o jogo era executado, assim um dos jogadores controlava seu personagem diretamente no teclado do laptop, enquanto o outro jogador controlava seu personagem a partir do teclado periférico, o jogador que utilizou o teclado avulso também utilizou um monitor periférico conectado ao laptop, de forma que os dois pudessem ver o mesmo jogo no mesmo instante de tempo, sem *delay*, que ocorreria com grande constância caso o jogo fosse feito para rodar a partir de uma rede wireless. Numa primeira versão wireless do Pong, o *delay* esteve na média em 0.8s, tanto na versão Javascript do jogo, utilizando a Engine Unity 5.3.1, quanto na versão Python. Por fim, a versão final utilizada foi a de multiplayer local sem *delay*, programada em Python 3.1.0, com a biblioteca pygame 1.9.5, baseada e com trechos do código de Huber (2019) (22), utilizados com a anuência do autor.

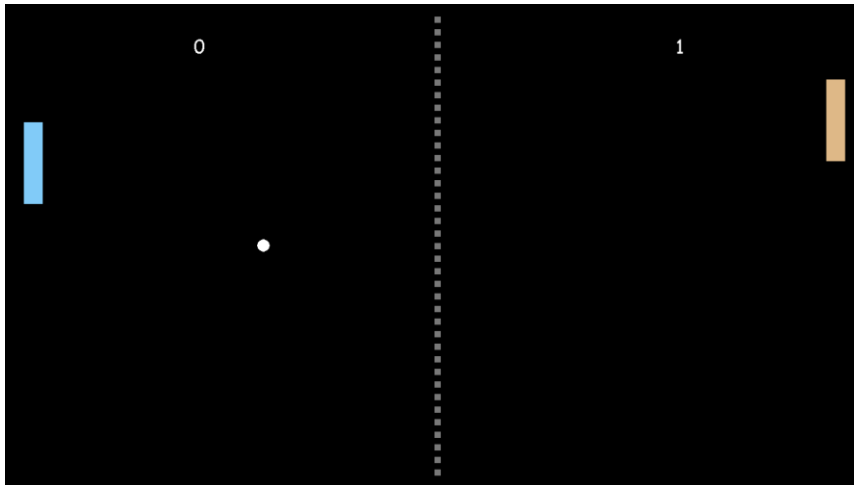


Figura 2 - Imagem do Jogo Pong

Fonte: Elaboração própria

Dos voluntários

A população do experimento consistiu em três pares de homens com idades entre 19 e 26 anos, que apresentam as seguintes características:

Tabela 1 - Dados dos participantes

Participante	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (cm)	Horas de atividade física por semana
1	19	68	182	3
2	23	60	174	4
3	26	56	168	5
4	24	55	163	0
5	23	70	183	0
6	25	78	173	0

Fonte: Elaboração própria.

A técnica de amostragem foi por conveniência, apenas homens de fácil contato do

pesquisador foram selecionados. Cinco deles pertencem ao curso de Ciência da Computação da USP-São Paulo. Selecionamos apenas homens devido ao potencial de influência que diferenças nos níveis hormonais de estrogênio podem ter sobre a variabilidade de frequência cardíaca (Neves et al., 2006; Brar et al., 2015) (23, 26).

Realizamos uma divulgação para que pessoas se voluntariassem a participar do experimento vias redes sociais *WhatsApp* e *Telegram*, nos grupos de sala do curso de Computação. O material de divulgação encontra-se no [anexo A](#). Fornecemos aos voluntários descrições do experimento, recomendações e indicação da localidade de realização do experimento.

O experimento foi cego, sem conhecimento do voluntário se a cada fase do experimento estava participando do grupo de controle ou do grupo experimental.

O grupo de controle consistia nos voluntários com a fita polar medindo ao redor de seu tórax e dorso a variabilidade de frequência cardíaca, enquanto jogavam ao longo de 10 minutos o jogo Pong contra um computador. Ao término dos 10 minutos, o jogo finalizava, a medição era interrompida, o monitor entrava na sala, retirava a fita, perguntava se o voluntário se sentia bem. Por fim, recompensávamos o voluntário com duas barras de chocolate e o guiávamos até o elevador de saída.

Das restrições

Aos participantes do experimento, para atenuar possíveis variações nos batimentos cardíacos causadas por motivos alheios aos do aspecto do estudo, aplicamos alguns requisitos para a participação no experimento. Essa verificação de restrições foi garantida a partir de um formulário com múltiplas perguntas com resposta Sim ou Não, respondidas apenas intramente do participante. Após ler e responder para si mesmo cada pergunta, o participante teve que responder se não cumpria algum dos requisitos, não sendo necessário declarar qual. Este método foi aplicado para preservar a privacidade e ter uma resposta do participante com maior chance de representar a realidade. Apresentamos o formulário quando a pessoa se voluntariou e momento antes do experimento. Além do formulário ([anexo](#)), enviamos recomendações pré-experimentais 24 horas antes do experimento a cada participante, que incluíam:

- Realização de uma noite completa de sono (pelo menos seis horas);

- Realizar o jejum e que seja até no máximo duas horas antes do experimento;
- Não ingerir bebidas alcoólicas, narcóticos ou qualquer substância que afete o sistema nervoso central ou o sistema cardiorrespiratório nas 48h que antecedem o experimento;
- Não ingerir cafeína nas 12h que antecedem o experimento;
- Não realizar atividade física intensa nas 4 horas que antecedem o experimento;

Para a população em estudo, não houve pessoa que não cumpriu pelo menos um dos requisitos.

Sendo os requisitos:

- Ingestão de café nas últimas 4 horas, como demonstrado pelo estudo de Zimmermann-Viehoff et al. (2016) (24), a ingestão de cafeína afeta no curto-prazo a VFC.
- Refeição nas duas últimas horas;
- Jejum há mais que 10 horas;
- Ser fumante;
- Ingestão de bebida alcoólica ou drogas psicoativas nas últimas 24 horas;
- Ingestão de medicamentos hormonais ou de tratamento cardíaco;
- Sentir-se estressado, ansioso ou com dor;
- Sentir-se cansado ou com sono;
- Realização de atividade física intensa nas últimas 24 horas.

Primeira parte - experimento

Os três dias de experimento seguiram o mesmo protocolo: marcávamos um horário com 15 minutos de diferença com cada um dos voluntários da dupla, para que eles não se encontrassem. O local de encontro foi a frente do INOVA-USP. Assim que o primeiro chegava, o guiávamos até uma das salas, onde solicitávamos que se mantivesse sentado em uma cadeira defronte a uma mesa e esperasse por aproximadamente 10 minutos, sem que fizesse uso de celular ou qualquer outro dispositivo que pudesse alterar seu estado de humor. Assim que o segundo chegava, o guiávamos para a segunda sala por um caminho que não se podia ver a outra, e o instruíamos a também esperar por cerca de 10 minutos enquanto colocávamos a fita no primeiro participante, utilizando um gel eletrocondutor entre seu tórax e a fita do sensor Polar H7. Após isso, ele aguardava por mais 5 minutos enquanto o mesmo processo de colocar a fita era feito com o segundo participante. Após, conectávamos os dispositivos via *bluetooth* com dois laptops diferentes, acompanhando em tempo

real os sinais recebidos. O jogo era iniciado para ambos e tinha seu término declarado no décimo minuto, travando a tela.

Segunda parte - experimento

Para dar início a segunda parte do experimento avisávamos a um dos participantes para aguardar por 5 minutos enquanto substituíamos o teclado e o monitor do outro por um novo laptop, que continha o jogo modo *single-player*, com visual idêntico ao jogo anterior. O comando para iniciar o jogo era dado para um deles e após 30 segundos ele começava, tempo necessário para que o jogo *single-player* também fosse inicializado para o segundo, com uma diferença de tempo do início de cada um deles de aproximadamente 5 segundos. Nenhuma das duplas chegou a conhecer seu oponente, e apenas uma das pessoas afirmou que sabia que em um momento estava jogando contra o computador numa partida e contra uma pessoa na outra.

Da estrutura dos dados

Além dos RR transmitidos pelos sensores, armazenamos informações sobre o estado do jogo a cada aproximadamente 15ms. Estas informações consistiram em:

- Início do jogo (HH:mm:ss:ms): horário local do início do jogo;
- Instante do Jogo (ms): controle interno de quanto tempo se passou desde o início do jogo;
- Posição da Bola: coordenadas horizontais e verticais da bola naquele instante;
- Velocidade da Bola: em pixels/s;
- Posição do Jogador: coordenadas horizontais e verticais do retângulo controlado pelo jogador naquele instante;
- Posição do Oponente: coordenadas horizontais e verticais do retângulo controlado pelo oponente naquele instante;
- Pontuação: pontuação do jogador e do oponente naquele instante.

Um terceiro arquivo foi gerado para segunda etapa de sincronização de tempo, armazenando a hora local e no mesmo instante a hora do servidor.

A organização de diretórios consistiu na divisão por experimentos, conforme a árvore da [Figura 3](#).

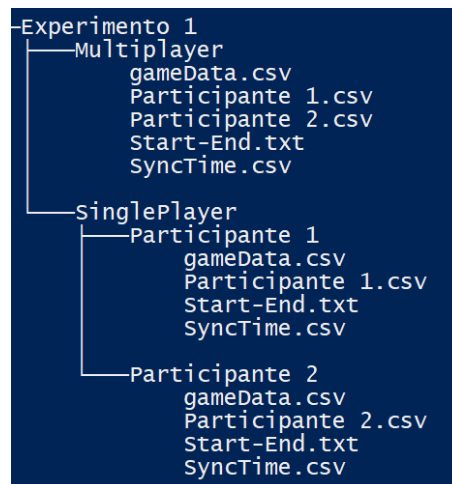


Figura 3 - Organização de Diretórios

Fonte: Elaboração própria

Utilizamos o arquivo *Start-End* como referência para sincronizar o início do jogo *single-player*, para filtrar os arquivos RR no intervalo de tempo em que ambos os jogadores já haviam inicializado o jogo e não o haviam terminado.

Do processamento dos dados

A primeira etapa consistiu em realizar a mesclagem dos dados do jogo com os dados do sensor. Isto foi feito de acordo com as seguintes etapas:

1. Para o conjunto de dados RR, reprocessamos os dados para séries temporais binárias esparsas, isto é, convertimos o conjunto de dados de acordo com os RR, em que cada registro passou a representar um milissegundo, que contém não mais o RR, mas um atributo que guarda a informação se houve um pulso ou não naquele momento.
2. Para o conjunto de dados do jogo, convertimos o instante de tempo local para o tempo oficial obtido via cliente NTP, para sincronizar com os dados do sensor, apresentando variação de tempo no pior caso de 128ms, como é indicado na documentação do NTP (NTP, n. d.) (27).
3. Mesclamos os registros RR com os registros do jogo, repetindo um registro do conjunto de dados, que tem granularidade de 15 ms, em toda a janela de tempo do instante 0 ao 14, por exemplo.
4. Selecionamos deste novo conjunto apenas os dados no intervalo em que o jogo estava em

execução, pois a captura dos índices RR iniciava antes do jogo começar.

5. Cortamos 15 segundos em cada extremo no conjunto de dados.

Ainda processamos os dados brutos dos índices RR para identificar ruídos. Esses ruídos são compostos por batimentos ectópicos e artefatos, que são súbitas perturbações na frequência cardíaca instantânea, o que pode levar a análises espectrais incorretas, dado que o erro pode se propagar por um certo período de tempo em modelos autorregressivos. Detectamos esses artefatos com o algoritmo proposto por Logier, Jonckheere, e Dassonneville (2004) (25), cujo princípio é a utilização de limiares móveis auto adaptativos. Assim como observado pelos autores, as classes de artefatos detectáveis são:

- Detecção perdida: geralmente observáveis por mudança na amplitude RR; são reconhecidos quando um registro RR tem amplitude muito maior que o RR imediatamente anterior; é inferido que num único registro RR ocorreram dois ou mais batimentos.
- Detecção errada: causadas por ruídos externos ou movimentação abrupta do participante/eletrodos. São reconhecidos quando dois registros RR têm amplitude muito menor que o imediatamente anterior. A soma dos dois é considerada como único registro RR.
- Batimentos ectópicos: perturbações fisiológicas. Dois registros adjacentes somados são considerados o duplo do RR imediatamente anterior.

O algoritmo de detecção se constitui de *thresholds* auto adaptativos móveis, definidos a partir da média e de \pm dois desvios padrões numa janela definida de tamanho 20. Escolhemos essa estratégia dada a necessidade de conservação do domínio do tempo, requisito à sincronização necessária entre as capturas dos dois indivíduos de cada experimento e os dados da partida armazenados. A execução do algoritmo detectou artefatos apenas em uma das doze amostragens, como destaca a [Tabela 2](#).

Tabela 2 - Artefatos por participante

Experimento/Participante	SinglePlayer	Multiplayer
Participante A	Total: 753 Correto: 753 Artefatos : 0	Total: 1278 Correto: 1277 Artefatos : 1

Participante B	Total: 1022 Correto: 1022 Artefatos : 0	Total: 1219 Correto: 1219 Artefatos : 0
Participante C	Total: 288 Correto: 288 Artefatos : 0	Total: 741 Correto: 741 Artefatos : 0
Participante D	Total: 814 Correto: 814 Artefatos : 0	Total: 791 Correto: 791 Artefatos : 0
Participante E	Total: 1024 Correto: 1024 Artefatos : 0	Total: 733 Correto: 733 Artefatos : 0
Participante F	Total: 807 Correto: 807 Artefatos : 0	Total: 945 Correto: 945 Artefatos : 0

Fonte: Elaboração própria.

A distribuição inicial da amostra que continha artefatos e a distribuição após sua reconstrução com aproximação linear estão representadas respectivamente nos [Gráficos 1 e 2](#).

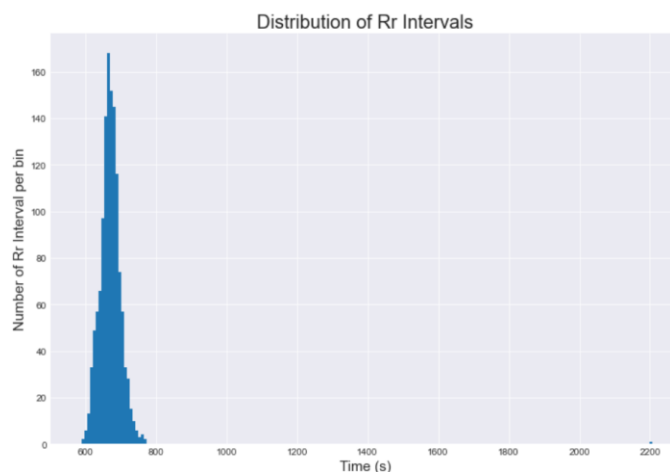


Gráfico 1 - Distribuição dos Intervalos RR pré-correção

Fonte: Elaboração própria.

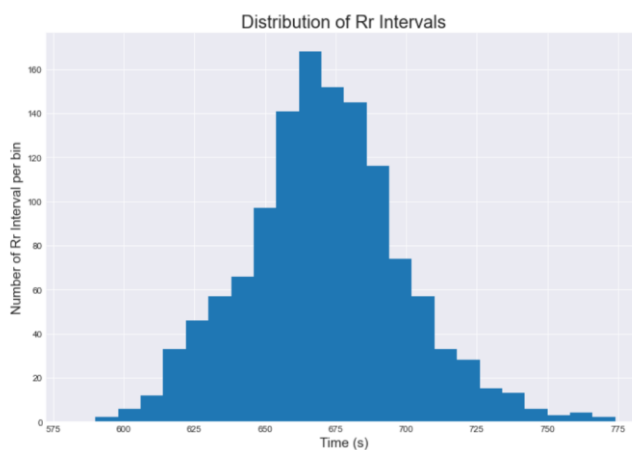


Gráfico 2 - Distribuição dos Intervalos RR pós-correção

Fonte: Elaboração própria.

No [Gráfico 1](#) ocorre um intervalo RR anômalo, com valor 2200 ms, o que altera as propriedades estatísticas da amostra. O [Gráfico 2](#), pós-correção do artefato, representa a amostra com uma distribuição aproximadamente normal.

Com os ruídos tratados e já transformados em séries binárias esparsas de unidade atômica 1 ms, agregamos os dados para transformar a unidade de tempo em 45 ms. Os pulsos mantiveram-se binários e as posições verticais dos blocos dos participantes foram agregadas pela média dos valores em cada janela de tempo.

Capítulo 4 – Resultados

Resultados – Requisitos

Com as amostras já transformadas em séries temporais discretas multivariadas, verificamos a estacionariedade das séries para que fosse possível aplicar o teste de Granger, para isso aplicamos o teste Augmented Dickey-Fuller para cada uma das amostras RR, com o nível de significância de 5% e o uso de Critério de Informação de Akaike para determinar a ordem para o teste. Para todas as amostras o p-valor foi inferior ao nível de significância de 5% (Tabela 3) e, portanto, temos evidência para rejeitar a hipótese nula de que há raiz unitária, assim todas as amostras transformadas são estacionárias.

Tabela 3 – Resultados do Teste ADF para cada conjunto RR

		A	B	C	D	E	F
Multiplayer	Número de Lags	45	41	39	37	37	37
	p-valor	0.001	0.007	0.002	0.000	0.000	0.000
Singleplayer	Número de Lags	39	14	39	38	30	23
	p-valor	0.000	0.000	0.001	0.002	0.001	0.005

Fonte: Elaboração própria.

Resultados – Parâmetros

Para cada uma das amostras, calculamos os parâmetros parassimpáticos rMSSD e pNN50 e o simpático SDNN.

Tabela 4 – Parâmetros RR da População

	Grupo experimental	Grupo de controle
Participante A	SDNN: 42 ms rMSSD: 12 pNN50: 0.42% Partida: venceu	SDNN 36 rMSSD 10 pNN50 0.44% Partida: perdeu

Participante B	SDNN 28 rMSSD 5 pNN50 0% Partida: perdeu	SDNN 23 rMSSD 4 pNN50 0% Partida: perdeu
Participante C	SDNN 18 rMSSD 3 pNN50 0% Partida: venceu	SDNN 21 rMSSD 4 pNN50 0% Partida: venceu
Participante D	SDNN 29 rMSSD 6 pNN50 0% Partida: perdeu	SDNN 34 rMSSD 5 pNN50 0.03% Partida: perdeu
Participante E	SDNN 27 rMSSD 6 pNN50 0% Partida: venceu	SDNN 25 rMSSD 5 pNN50 0.08% Partida: perdeu
Participante F	SDNN 37 rMSSD 10 pNN50 0.29% Partida: perdeu	SDNN 36 rMSSD 11 pNN50 0.40% Partida: perdeu

Fonte: Elaboração própria.

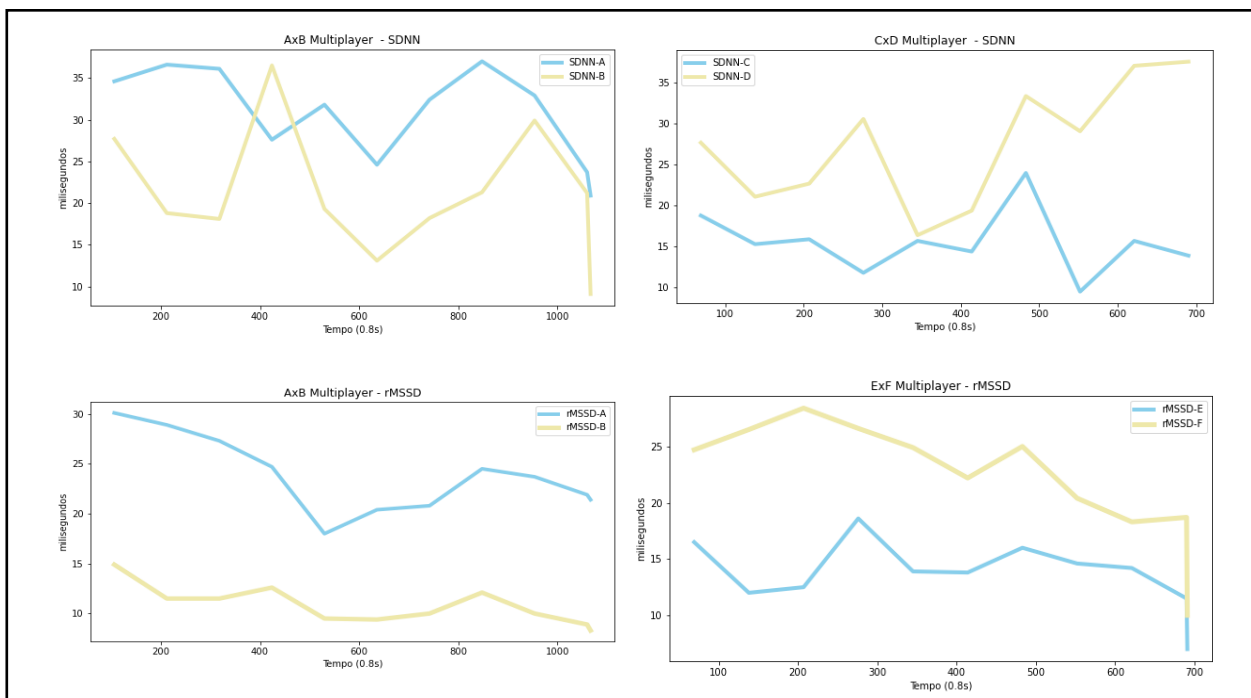


Figura 4 - SDNN e rMSSD em subintervalos

Fonte: Elaboração própria.

Os gráficos da [Figura 4](#) representam a variabilidade das estatísticas SDNN e rMSSD ao longo do tempo para algumas partidas do grupo experimental, a fim de verificar respectivamente atividade simpática e parassimpática nos pares de indivíduos. Qualitativamente identificamos tendências simultâneas ou com alguma defasagem de crescimento e decrescimento simultâneo entre as estatísticas das amostras RR de cada indivíduo em interação, o que pode indicar que a interação entre eles ou a experiência relativamente semelhante de estresse durante cada instante no jogo esteja causando efeitos semelhantes em seus SNPs, o que no entanto exige uma investigação quantitativa para maiores conclusões.

O [Gráfico 3](#) descritivo apresenta a VFC em formato *boxplot*: a distância interquartil é maior no grupo experimental do que no grupo de controle em quatro dos seis participantes (66%) e a amplitude em três dos seis participantes (50%), assim não podemos inferir impacto da variabilidade na frequência cardíaca em quaisquer dos grupos. Estendendo para a [Tabela 4](#), em cinco das seis partidas (83%) do grupo de controle os participantes perderam, evidenciando o alto nível de dificuldade do robô, que pode ter causado alteração de humor tal qual competir com outra pessoa, e por isso a falta de relação entre os parâmetros de VFC com o tipo de partida.

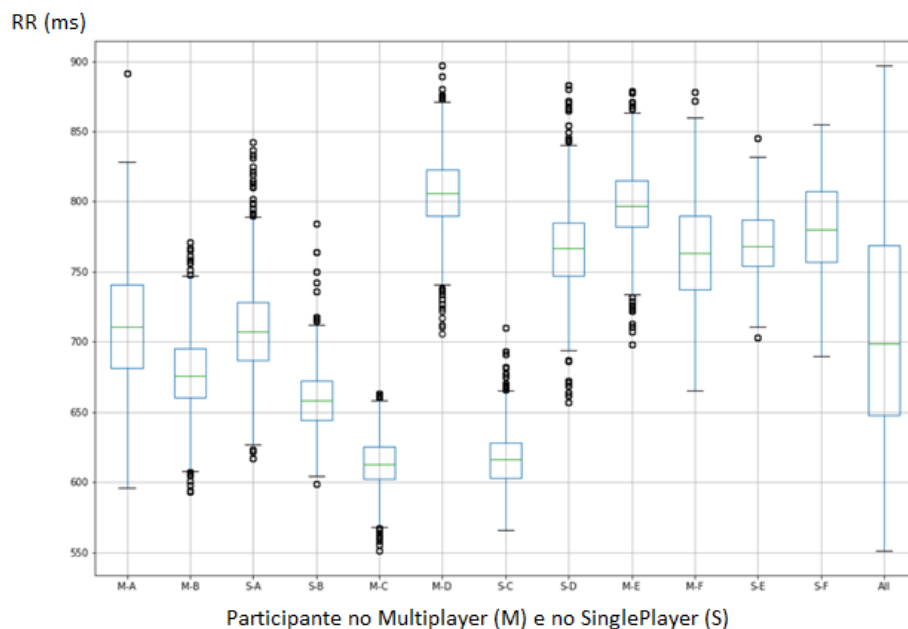


Gráfico 3 - Boxplot Distribuição RR de cada participante

Fonte: Elaboração própria.

Resultados – Correlação

Dada a ausência da propriedade i.i.d entre as coletas RR e as posições dos blocos de indivíduos diferentes, aplicamos *bootstrap* com 10^3 permutações e tamanho de bloco vinte para verificar a existência de correlação entre elas a partir do teste de independência com nível de significância $\alpha = 5\%$. Os *p* – valores obtidos assim como o histograma de correlações para cada um dos pares encontram-se na [Tabela 5](#) e na [Figura 5](#). Os resultados obtidos são que temos evidência suficiente para rejeitar a hipótese nula de que a correlação seja $\rho = 0$ para os pares de coletas VFC para a partida número dois do Grupo Experimental (33%) e para nenhuma partida do Grupo de Controle (0%). Em relação à correlação entre as informações de fotografia do jogo: temos evidências ($p\text{-valor} \leq \alpha$) para negar a hipótese nula de que a correlação é nula entre as posições verticais dos blocos dos participantes nas partidas um e dois do Grupo experimental (67%) e para nenhuma partida do Grupo de Controle (0%).

Tabela 5 – Teste de Independência por Permutação - p-valores

Experimento / Variáveis	Experimento 1	Controle 1	Experimento 2	Controle 2	Experimento 3	Controle 3
VFC	0.77	0.53	0.05	0.95	0.51	0.41
Posição dos blocos	0.00	0.08	0.01	0.17	0.99	0.07

Fonte: Elaboração própria.

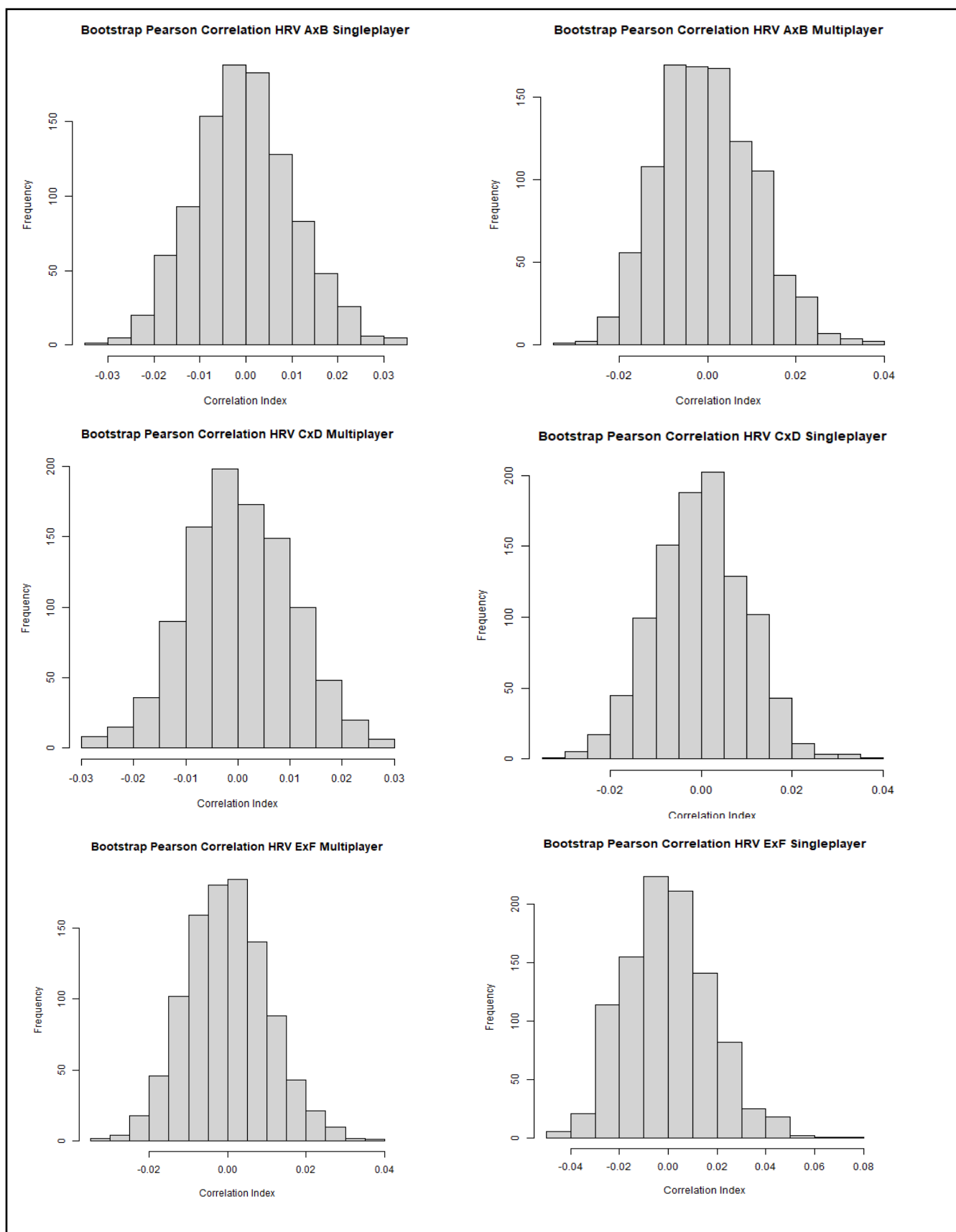


Figura 5 - Correlações de Pearson por Bootstrap das VFC

Fonte: Elaboração própria.

Resultados – Causalidade

Aplicamos o teste de Granger com nível de significância de 5% ($p\text{-valor} \leq .05$) para verificar a existência de causalidade entre as amostras RR das duplas participantes do grupo de controle e do grupo experimental.

Tabela 6 - Teste de Granger (Grupo Experimental)

	Experimento 1		Experimento 2		Experimento 3	
Direção	A→B	B→A	C→D	D→C	E→F	F→E
VFC	Ordem 11 p-valor: 0.29	Ordem 11 p-valor: 0.04	Ordem 15 p-valor: 0.64	Ordem 15 p-valor: 0.02	Ordem 15 p-valor: 0.00	Ordem 15 p-valor: 0.03
Posição do bloco	Ordem 1 p-valor: 0.00	Ordem 1 p-valor: 0.00	Ordem 1 p-valor: 0.01	Ordem 1 p-valor: 0.01	Ordem 1 p-valor: 0.03	Ordem 1 p-valor: 0.00

Fonte: Elaboração própria.

Tabela 7 - Teste de Granger (Grupo Controle)

	Controle 1		Controle 2		Controle 3	
Direção	A→B	B→A	C→D	D→C	E→F	F→E
VFC	Ordem 11 p-valor: 0.27	Ordem 11 p-valor: 0.04	Ordem 15 p-valor: 0.75	Ordem 15 p-valor: 0.82	Ordem 15 p-valor: 0.59	Ordem 15 p-valor: 0.69
Posição do bloco	Ordem 1 p-valor: 0.94	Ordem 1 p-valor: 0.03	Ordem 1 p-valor: 0.94	Ordem 1 p-valor: 0.82	Ordem 1 p-valor: 0.55	Ordem 1 p-valor: 0.01

Fonte: Elaboração própria.

As ordens 1, 11 e 15 equivalem respectivamente a 45 *ms*, 495 *ms* e 675 *ms*. Em relação à VFC, os resultados (Tabela 6 e 7) mostram causalidade de Granger para todos os experimentos do Grupo Experimental (100%), sendo unidirecional para os experimentos 1 e 2, em que a direção é de quem perdeu a partida para quem ganhou, e bidirecional para o experimento 3. Para o Grupo Controle, o controle 1 (33%) apresentou causalidade de Granger unidirecional para VFC. Em relação às posições do bloco, há causalidade de Granger bidirecional para todos os experimentos (100%) e causalidade unidirecional nos controles 1 e 3 (67%).

A presença consistente de Granger em ordem 1 para as posições do bloco no Grupo experimental destacam uma tendência de movimentação mútua – o jogador reage imediatamente à ação de seu oponente.

Dadas as presenças simultâneas de causalidade tanto em VFC quanto em bloco investigamos se o impacto causa-efeito na VFC provém da única interface consciente entre os dois jogadores: o bloco. Assim, testamos a causalidade do VFC covariando com as posições dos blocos: apenas no experimento 1 (ordem 11) a causalidade entre os VFC pode ser explicada pelas posições dos blocos, enquanto nos experimentos 2 e 3 (ordem 15), a causalidade ocorre apenas para VFC, não para as posições dos blocos.

A presença de Granger em VFC no evento do Grupo de Controle não é resultado da mesma causalidade que provém das posições do bloco, pois em modelo covariado entre VFC e as posições do bloco, não há causalidade entre VFC nem blocos. A presença de Granger para os blocos em dois eventos do Grupo de Controle pode estar associada ao movimento previsível da bolinha e ao reduzido número de cenários possíveis de reflexão da bolinha nas bordas, dado que em ambos os casos todos os participantes foram derrotados pelo robô. Ainda assim exige maior investigação, como verificar possíveis externalidades que possam ter afetado ambos os jogadores em cada evento com tal ordem de atraso.

Capítulo 5 - Conclusões

Os resultados apresentados mostram que há causalidade de Granger consistente entre os índices RR dos batimentos cardíacos coletados via sensor Polar em indivíduos em interação via o jogo virtual com controle unidimensional construído especificamente para o experimento, assim como há causalidade de Granger e correlação *bootstrap* entre o único meio consciente de compartilhamento de informação entre os participantes: as posições dos blocos.

Ainda foi possível verificarmos que os blocos foram explicativos da causa-efeito entre as VFC dos indivíduos para apenas um terço dos experimentos, sendo necessária investigação para compreensão da informação-origem da causa-efeito. E certificamos que ocorre reação imediata na dinâmica das movimentações dos blocos, explicada pela estrutura reflexiva da bolinha do jogo.

O conjunto amostral de três eventos para cada Grupo (Experimental e Controle) nos permite ter resultados preliminares do objeto de estudo, o que pode representar e funcionar como guia para experimentos futuros com outros tipos de interação e com um número maior de indivíduos participantes. Como trabalhos futuros, esperamos aumentar o número de amostras, o que foi bastante prejudicado devido ao isolamento social imposto pela pandemia do COVID-19.

Ao longo do trabalho, identificamos algumas limitações, que embora minimizadas não foram eliminadas: o erro de sincronização do horário dos dispositivos utilizados, a necessidade em construir um jogo multiplayer sem defasagem na transferência de informação entre os dispositivos dos indivíduos, a necessidade de tornar o experimento cego, o possível enviesamento causado pelo pesquisador estar a par de quais dos eventos faziam parte do Grupo de Controle ou do Grupo Experimental, o desenho do Grupo de Controle, que exigiu um jogador robô, cuja calibração de sua dificuldade é difícil de ser realizada: seu desempenho foi muito superior a cinco dos seis participantes. Em relação às posições espaciais dos blocos dos jogadores, foi necessário calcular medidas-resumo que melhor representassem o intervalo de valores dentro de cada janela de 45 *ms*, trazendo perda de informação e afetando a análise da correlação de *bootstrap* e da causalidade para essas variáveis.

As estratégias e decisões aqui tomadas, assim como as dificuldades intrínsecas do problema e do protocolo do experimento podem ser levadas em conta em próximas pesquisas em interface homem-homem de mesmo teor. Para que realizados esses pequenos ajustes para driblar as

limitações aqui apresentadas, novos estudos possam surgir com resultados ainda mais sólidos acerca da utilização de índices de variabilidade de frequência cardíaca para identificação de interação entre sujeitos.

Referências bibliográficas

- [1] **Vanderlei et al. (2009)** Vanderlei, Luiz Carlos Marques; Pastre, Carlos Marcelo; Hoshi, Rosângela Akemi; Carvalho, Tatiana Dias; Godoy, Moacir Fernandes de. Noções básicas de variabilidade da frequência cardíaca e sua aplicabilidade clínica. *Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular*, 2009. Disponível em: https://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-76382009000200018
- [2] **Laurence (2005)** Laurence, J. *Biologia: Ensino médio, volume único* / J. Laurence. – 1. Ed. – São Paulo: Nova Geração, 2005.
- [3] **Acharya et al. (2006)** Acharya, U Rajendra; Joseph, K Paul; Kannathal, N. ; Lim, Choo Min; Suri; Jasjit S.. Heart rate variability: a review. *Med Bio Eng Comput*, 2006. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17111118/>
- [4] **Thind (2009)** Thind, Kudan. *Wireless post-processing and interfacing ECG, blood pressure and blood oxygen measurement systems*. McMaster University, 2009 . Disponível em: <https://macsphere.mcmaster.ca/handle/11375/14414>
- [5] **Plews et al. (2017)** Plews, Daniel J.; Scott, Ben; Altini, Marco; Wood, Matt; Kilding, Andrew E.; Laursen, Paul B. Comparison of Heart-Rate-Variability Recording With Smartphone Photoplethysmography, Polar H7 Chest Strap, and Electrocardiography. *Int J Sports Physiol Perform*, 2017. Disponível em: <https://journals.humankinetics.com/view/journals/ijsp/12/10/article-p1324.xml>
- [6] **Ehlers (2009)** Ehlers, Ricardo. *Análise de Séries Temporais (Notas de Aula)*. ICMC USP, 2009. Disponível em: <https://sites.icmc.usp.br/ehlers/stemp/>
- [7] **Costa (2010)** Costa, Giovani Glaucio de Oliveira. Intervalo de confiança e teste de significância bootstrap para coeficiente de correlação linear referente à hipótese de um valor não nulo. *Revista Unesp*, 2010. Disponível em: <https://revista.feb.unesp.br/index.php/gepros/article/viewFile/855/309>
- [8] **Santos (n. d.)** Santos, Cristiano de Carvalho. *Bootstrap e jackknife*. Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) - Departamento de Estatística. Disponível em: <http://www.est.ufmg.br/~cristianocs/MetComput/Aula8.pdf>
- [9] **Weisstein (n. d.)** Weisstein, Eric W. "Statistical Correlation." From *MathWorld--A Wolfram Web Resource*. Disponível em: <https://mathworld.wolfram.com/StatisticalCorrelation.html>
- [10] **Sims (1980)** Sims, C. *Macroeconomics and Reality*. *Econometrica*, 48(1), 1-48, 1980. Disponível em: <https://www.jstor.org/stable/1912017?seq=1>
- [11] **Bacen (2004)** Banco Central do Brasil. *Vetores auto-regressivos. Relatório de Inflação*, 2004. Disponível em: <https://www.bcb.gov.br/htms/relinf/port/2004/06/ri200406b8p.pdf>

- [12] **Costa (2020)** Costa, Hudson Chaves. Modelo Vetorial Autorregressivo (VAR). Portal RPubS, 2020. Disponível em: <https://rpubs.com/hudsonchavs/varsvar>
- [13] **Granger (1969)** Granger, C. W. J.. Investigating Causal Relations by Econometric Models and Cross-spectral Methods on JSTOR. *Econometrica*, 1969. Disponível em: <https://www.jstor.org/stable/1912791?seq=1>
- [14] **Barnett et al. (2018)** Barnett, Lionel; Barrett, Adam B.; Seth, Anil K.. Solved problems for Granger causality in neuroscience: A response to Stokes and Purdon. *NeuroImage*, 2018. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1053811918304932>
- [15] **Barnett et al. (2015)** Barnett, Lionel; Barrett, Adam B.; Seth, Anil K.. Granger Causality Analysis in Neuroscience and Neuroimaging. *The Journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience*, 2015. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4339347/>
- [16] **Eichler (2011)** Eichler, Michael. Causal inference in time series analysis. Maastricht University, 2011. Disponível em: <http://researchers-sbe.unimaas.nl/michaeleichler/wp-content/uploads/sites/31/2014/02/causalstatistics.pdf>
- [17] **Papana et al. (2014)** Papana, Angeliki; Kyrtsov, Catherine; Kugiumtzis, Dimitris; Diks, Cees. Identifying causal relationships in case of non-stationary time series. 2014. Disponível em: https://cendef.uva.nl/binaries/content/assets/subsites/amsterdam-school-of-economics/amsterdam-school-of-economics-research-institute/cendef/working-papers-2014/non_stat_causality.pdf
- [18] **Harvey (2019)** Harvey, Ian. Bluepy. Github, 2019. Disponível em: <https://github.com/IanHarvey/bluepy>
- [19] **Mills (1989)** Mills, D. L.. Internet Time Synchronization: the Network Time Protocol. University of Delaware, 1989. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/103043>
- [20] **Hori et al. (2005)** Hori, Mitsuharu Kaya Seiki; Hori, Kiyokazu; Murakami, Hiromi; Tanaka, Nobuo; Yamakawa, Massanobu. Influence of sound and light on heart rate variability. *J Hum Ergol (Tokyo)*, 2005. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17393762/>
- [21] **Shin (2016)** Shin, Hangsik. Ambient temperature effect on pulse rate variability as an alternative to heart rate variability in young adult. *Journal of clinical monitoring and computing*, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s10877-015-9798-0>
- [22] **Huber (2019)** Huber, Nikried. Reinforcement-learning. Gitlab, 2019. Disponível em: <https://gitlab.fh-ooe.at/makerspace/reinforcement-learning/-/blob/master/src/pong.py>
- [23] **Neves et al. (2006)** Neves, V. F. C.; Perpétuo, N. M.; Sakabe, D.; Catai, A. M.; Gallo Jr. L.; Silva de Sá, M.F.; Martins, L. E., B.; Silva, E.. Análise dos índices espectrais da variabilidade da frequência cardíaca em homens de meia idade e mulheres na pós-menopausa. *Revista brasileira de fisioterapia*, 2006. Disponível em: https://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1413-35552006000400007&script=sci_abstract&tlng=pt

[24] **Zimmermann-Viehoff et al. (2016)** Zimmermann-Viehoff, Frank; Thayer, Julian; Koenig, Julian; Herrmann, Christian; Weber, Cora S.; Deter, Hans-Christian. Short-term effects of espresso coffee on heart rate variability and blood pressure in habitual and non-habitual coffee consumers--a randomized crossover study. *Nutr Neuroscience*, 2016. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25850440/>

[25] **Logier et al. (2004)** Logier, R.; Jonckheere, J. De; Dassonneville A.. An efficient algorithm for R-R intervals series filtering. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., USA*, 2004. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17271158/>

[26] **Brar (2015)** Brar, Tejinder Kaur Brar; Singh, K.D.; Kumar, Avnish. Effect of Different Phases of Menstrual Cycle on Heart Rate Variability (HRV). *Journal of clinical and diagnostic research*, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.7860/JCDR/2015/13795.6592>

[27] **NTP (n. d.)** NTP Brasil. O NTP. Disponível em: <https://ntp.br/ntp.php>

[28] **Silva (2019)** Eduardo Lira Silva. HeRV. Github, 2019. Disponível em: <https://github.com/edulira/HeRV>

[29] **Emiliano et al. (2010)** Emiliano, Paulo César; Veiga, Elayne Penha; Vivanco, Mário Javier Ferrua, Menezes, Fortunato Silva de. Critérios de Informação de Akaike versus Bayesiano: Análise Comparativa. Unicamp, 2010. Disponível em: <http://www2.ime.unicamp.br/sinape/sites/default/files/Paulo%20C%C3%A9sar%20Emiliano.pdf>

ANEXO A – Formulário Experimento**Formulário – Experimento**

A participação no experimento é garantida para aqueles que quando perguntados disserem que responderam não a todas as restrições abaixo. Leia-as apenas mentalmente:

- Ingeri café nas últimas 4 horas
- Realizei refeição nas últimas 2 horas
- Estou em jejum há mais que 10 horas
- Sou fumante
- Ingeri bebida alcoólica nas últimas 24 horas
- Dormi menos que 6 horas na última noite
- Faço uso contínuo de algum dos seguintes medicamentos:
psicoativos, antibióticos, hormonais
- Usei nas últimas 24 horas algum dos seguintes medicamentos:
antieméticos, analgésicos e antialérgicos
- Sinto-me estressado ou ansioso ou com dor
- Sinto-me cansado ou com sono
- Realizei atividade física intensa nas últimas 4 horas

Formulário – Experimento

- Dormir uma noite de sono completa (pelo menos 6 horas)
- Realizar o jejum e que seja até no máximo duas horas antes do experimento
- Não ingerir bebidas alcólicas, narcóticos ou qualquer substância que afete o sistema nervoso central ou o sistema cardiorespiratório nas 48h que antecedem o experimento
- Não ingerir cafeína nas 12h que antecedem o experimento
- Não realizar atividade física intensa nas 4 horas que antecedem o experimento

Formulário – Experimento

O participante voluntário, consciente das etapas do experimento e que se consiste em experimento duplo-cego, seguirá simples instruções enquanto seus batimentos cardíacos são medidos por uma cinta sensorial e uma câmera de vídeo grava sua imagem.*

A sessão durará aproximadamente 30 minutos desde a chegada do participante ao laboratório até sua saída. Detalhadamente as instruções serão as seguintes:

1-5min: Ambientar-se ao laboratório e colocar na região do peito a cinta medidora de batimentos cardíacos

5-10min: O participante deverá repousar sentado e sozinho no laboratório

10-22min: O participante jogará, ainda sentado e num laptop, o jogo PONG.

22-25min: Término da observação com o sensor

25-30min: Preenchimento de informações como idade, altura, peso etc

30min: Recebimento da recompensa

O participante é livre para interromper o experimento a qualquer momento, mas uma vez interrompido, será analisado recomeçar de novo ou descartar os dados obtidos na análise para a checagem da hipótese.

Se ao participante couber a curiosidade da hipótese, ela só será revelada após sua verificação, para inibir o viés no experimento e na análise.

*Não houve gravação da imagem dos voluntários.

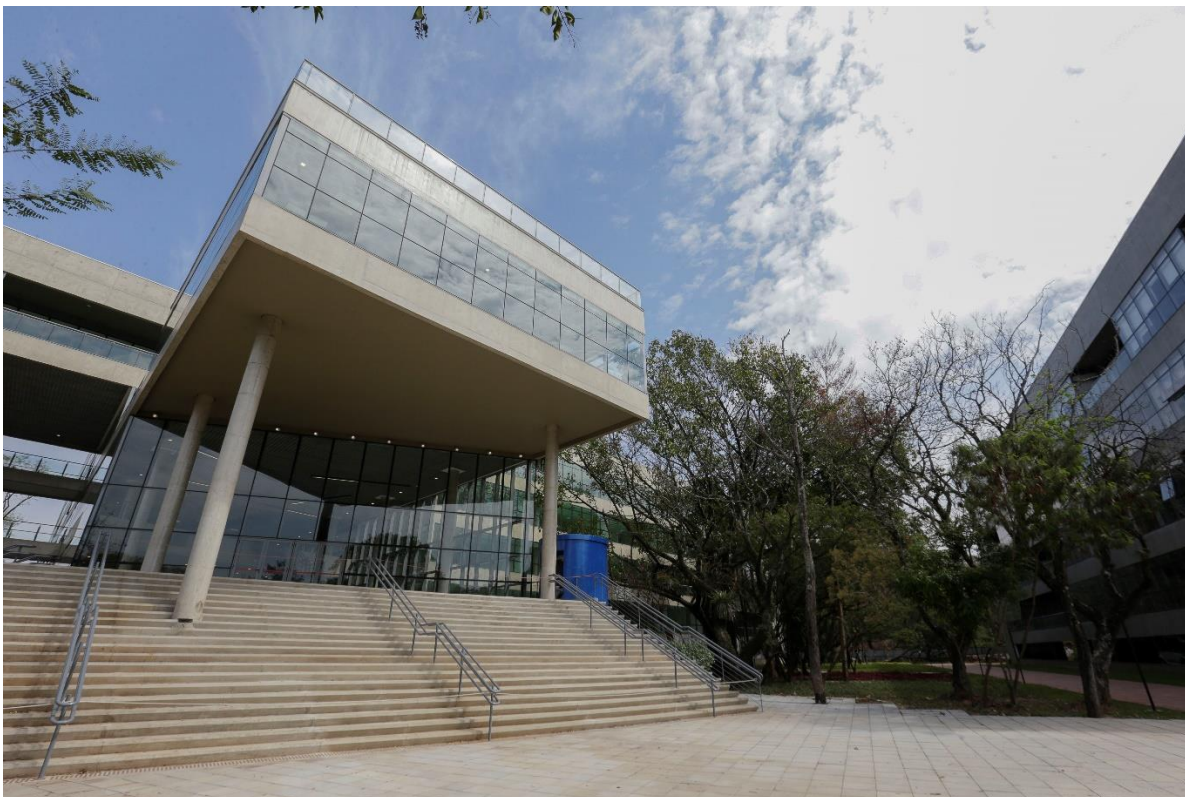
Formulário – Experimento

O experimento será realizado em sessões que ocorrem entre às 7h e às 10h, no recém-inaugurado prédio Inova USP.

Endereço: Av. Prof. Lúcio Martins Rodrigues, 370, Quarto Andar - Butantã, São Paulo - SP, 05508-020

Encontra-se atrás da FEA e em frente ao restaurante Sweden.

Telefone de contato e WhatsApp/Telegram: 11-976852739



Inova USP (2018/08/22) - Marcos Santos/USP Imagens