



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ  
INSTITUTO DE TECNOLOGIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E BIOMÉDICA

# **Correlação entre alterações eletrocardiográficas e limiares auditivos em motoristas de transporte público**

JEAN OLIVEIRA RIBEIRO

UFPA / ITEC / FEEB  
Campus Universitário do Guamá  
Belém-Pará-Brasil

2025

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ  
INSTITUTO DE TECNOLOGIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E BIOMÉDICA

JEAN OLIVEIRA RIBEIRO

**Correlação entre alterações eletrocardiográficas e limiares  
auditivos em motoristas de transporte público**

Trabalho de Conclusão de Curso submetido ao  
Curso de Graduação em Engenharia Biomédica  
da Universidade Federal do Pará (UFPA), como  
requisito parcial para a obtenção do grau de  
Bacharel em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof<sup>a</sup> Me. Suzana Cescon de Souza

UFPA / ITEC / FEEB  
Campus Universitário do Guamá  
Belém-Pará-Brasil

2025

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) de acordo com ISBD  
Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal do Pará  
Gerada automaticamente pelo módulo Ficat, mediante os dados fornecidos pelo(a)  
autor(a)**

---

R484c Ribeiro, Jean Oliveira.  
Correlação entre alterações eletrocardiográficas e  
limiares auditivos em motoristas de transporte público / Jean  
Oliveira Ribeiro. — 2025.  
33 f. : il. color.

Orientador(a): Prof<sup>a</sup>. MSc. Suzana Cescon de Souza  
Coorientador(a): Prof. Dr. Antônio Pereira Junior  
Trabalho de Conclusão (Graduação) - Universidade  
Federal do Pará, Instituto de Tecnologia, Faculdade de  
Engenharia Elétrica, Belém, 2025.

1. Entropia de Shannon. 2. ECG. I. Título.

CDD 621.3822

---

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ  
INSTITUTO DE TECNOLOGIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E BIOMÉDICA

## **Correlação entre alterações eletrocardiográficas e limiares auditivos em motoristas de transporte público**

**AUTOR: JEAN OLIVEIRA RIBEIRO**

Trabalho de Conclusão de Curso submetido ao Curso de Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Pará (UFPA), como requisito parcial para a obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Biomédica.

**BANCA EXAMINADORA:**

---

**Prof<sup>ª</sup> Me. Suzana Cescon de Souza**  
(Orientador - FEEB / UFPA)

---

**Prof. Dr. Antônio Pereira Junior**  
(Coorientador - FEEB / UFPA)

---

**Prof<sup>ª</sup> Me. Eline Mesquita Melo**  
(Avaliador Externo - Centro Universitário Metropolitano da  
Amazônia)

---

**Eng. Charles Lobão Ferreira**  
(Avaliador Externo - Instituto Francisco Perez)

**VISTO:**

---

**Prof. Dra. Carminda Célia Moura de Moura Carvalho**  
(Diretora FEEB/ITEC/UFPA)

*A minha mãe*

# Agradecimentos

Agradeço à minha mãe, **Lauricelia Oliveira**, pela dedicação à minha educação e por ser o suporte da minha família, e aos meus familiares que contribuíram na minha vida acadêmica.

Agradecimentos ao **Laboratório de Processamento de Sinais (LaPS)**, pela disponibilidade e orientação para realizar o estudo.

As empresas **Viação Rio Guamá LTDA**, **Viação Guajará Ltda** e **Transurb Ltda** e seus colaboradores.

Agradecimentos à **Professora Me. Suzana Cescon de Souza** pela orientação e esforços para realização deste trabalho, e aos colegas e amigos, em especial ao **Matheus Rodrigues**, que contribuíram e apoiaram esse estudo.

*“Thus we may have knowledge of the past but cannot control it; we may control the future but have no knowledge of it.” Claude Shannon.*

# Resumo

Este trabalho investiga a complexidade da variabilidade da frequência cardíaca (VFC), medida por meio da Entropia de Shannon, em duas coortes independentes: um grupo controle e um grupo experimental composto por motoristas de transporte coletivo. A coleta dos sinais foi realizada através do eletrocardiograma (ECG) em duas condições distintas: repouso e estímulo auditivo. O protocolo auditivo consistiu na apresentação de sequências numéricas sob ruído de fundo progressivo, exigindo atenção e memória de trabalho dos participantes. Os resultados demonstraram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, com valores reduzidos de entropia no grupo experimental, sugerindo menor complexidade autonômica e reduzida adaptabilidade fisiológica diante de estímulos externos. Essa rigidez autonômica pode estar associada ao estresse ocupacional característico da atividade de motoristas de transporte coletivo, frequentemente expostos a longas jornadas de trabalho, ruído constante, pressão por horários e tráfego intenso. Conclui-se que a entropia de Shannon aplicada à análise da VFC constitui ferramenta sensível para investigar a modulação autonômica em contextos laborais, podendo auxiliar na compreensão dos impactos do estresse crônico sobre a saúde cardiovascular.

**Palavras-chave:** Entropia de Shannon, Eletrocardiograma, Estímulos Sonoros , Estresse Ocupacional

# Abstract

This study investigates the complexity of heart rate variability (HRV), measured using Shannon entropy, in two independent cohorts: a control group and an experimental group composed of public transport drivers. Signals were collected using electrocardiograms (ECG) under two different conditions: rest and auditory stimulation. The auditory protocol consisted of presenting numerical sequences under progressive background noise, requiring attention and working memory from the participants. The results showed statistically significant differences between the groups, with reduced entropy values in the experimental group, suggesting lower autonomic complexity and reduced physiological adaptability to external stimuli. This autonomic rigidity may be associated with the occupational stress characteristic of public transport drivers, who are often exposed to long working hours, constant noise, pressure to meet schedules, and heavy traffic. It is concluded that Shannon entropy applied to HRV analysis is a sensitive tool for investigating autonomic modulation in work contexts and may aid in understanding the impacts of chronic stress on cardiovascular health.

**Key-words:** Shannon Entropy, Electrocardiogram, Sound Stimuli, Occupational Stress

# Lista de figuras

Figura 1 – Sistema Nervoso Autônomo. . . . .	7
Figura 2 – Sistema de condução elétrica no coração. . . . .	9
Figura 3 – Componentes do eletrocardiograma padrão. . . . .	10
Figura 4 – Triângulo de Einthoven. . . . .	11
Figura 5 – Eletrocardiograma de 12 derivações considerado normal. . . . .	11
Figura 6 – Métodos para análise da VFC. . . . .	13
Figura 7 – Figura esquemática do ouvido humano. . . . .	14
Figura 8 – Protocolo aplicado no estudo. . . . .	17
Figura 9 – Interface do simulador de perda auditiva. . . . .	18
Figura 10 – NEUROMAP® 40i - Eletroencefalógrafo digital. . . . .	19
Figura 11 – Participante realizando o teste auditivo e aquisição do ECG. . . . .	19
Figura 12 – Comparação do mesmo sinal de ECG após o uso do filtro digital. . . . .	20
Figura 13 – Fluxograma das etapas para obtenção da Entropia de Shannon. . . . .	22
Figura 14 – Distribuição dos valores da entropia de Shannon. . . . .	26
Figura 15 – Representação gráfica da significância do valor de U. . . . .	26
Figura 16 – Regressão linear do grupo controle. . . . .	27
Figura 17 – Regressão linear do grupo experimental. . . . .	28
Figura 18 – Gráfico de dispersão categórico com regressão linear. . . . .	28
Figura 19 – Histograma com densidade da pontuação do teste auditivo. . . . .	29

# Lista de abreviaturas e siglas

ACh	<i>Acetylcholine</i>
AM	Amplitude Modulada
AS	Análise Simbólica
CCS	<i>Cardiac Conduction System</i>
DA	Domínio da Amplitude
DFA	<i>Detrended Fluctuation Analysis</i>
DNA	<i>Deoxyribonucleic Acid</i>
DWT	<i>Discrete Wavelet Transform</i>
ECG	Eletrocardiograma
EEG	Eletroencefalograma
FM	<i>Frequency Modulation</i>
HHSA	<i>Hilbert–Huang Spectral Analysis</i>
HPA	<i>Hypothalamic-Pituitary-Adrenal</i>
IC	Intervalo de Confiança
LOWESS	<i>Locally Weighted Scatterplot Smoothing</i>
LTDA	Sociedade Limitada
NE	<i>Norepinephrine</i>
OLS	<i>Ordinary Least Square</i>
SampEn	<i>Sample Entropy</i>
SE	<i>Shannon Entropy</i>
SNA	Sistema Nervoso Autônomo
SNE	Sistema Nervoso Entérico
SNP	Sistema Nervoso Parassimpático

SNS	Sistema Nervoso Simpático
TDAH	Transtorno de Déficit de Atenção e Hiperatividade
TTS	<i>Temporary Threshold Shift</i>
UFPA	Universidade Federal do Pará
VFC	Variabilidade da Frequência Cardíaca

# Lista de símbolos

$=$	Igualdade
$\mu$	Média aritmética
$\sigma$	Desvio padrão populacional
$\rightarrow$	Tendência, implicação ou transição de estado
$\Sigma$	Somatório
$\in$	Pertence ao conjunto
$\approx$	Aproximadamente igual
$\leq$	Menor ou igual
$\geq$	Maior ou igual
$\equiv$	Equivalente
$Hz$	Hertz

# Sumário

<b>1</b>	<b>CONSIDERAÇÕES INICIAIS</b>	<b>1</b>
1.1	Introdução	1
1.2	Justificativa	2
1.3	Objetivos do Trabalho	2
1.3.1	Objetivo Geral	2
1.3.2	Objetivos Específicos	2
1.4	Estrutura do Documento	3
<b>2</b>	<b>REFERENCIAL TEÓRICO</b>	<b>4</b>
2.1	Entropia de Shannon	4
2.1.1	Fundamentos Matemáticos	4
2.1.1.1	Propriedades da Entropia de Shannon	4
2.1.1.2	Definição de Entropia de Shannon	5
2.1.2	Aplicações da Entropia de Shannon	5
2.1.3	Entropia de Shannon na Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC)	6
2.2	Sistema Nervoso Autônomo	6
2.3	Coração	8
2.4	Eletrocardiograma (ECG)	10
2.5	Variabilidade da Frequência Cardíaca	12
2.6	Ouvido Interno	14
2.6.1	Tempos de recuperação do ouvido após exposição a ruídos	15
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA</b>	<b>16</b>
3.1	Iniciativa	16
3.2	Participantes	16
3.3	Protocolo do Estudo	16
3.4	Teste Auditivo	17
3.5	Processamento e Análise do ECG	18
3.5.1	Aquisição do sinal	18
3.5.2	Pré-processamento	20
3.5.3	Análise de VFC e Extração da Entropia de Shannon	20
3.6	Método Estatístico	22
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>25</b>
4.1	Análise Estatística com o Teste U de Mann–Whitney	25
4.2	Tendências entre Protocolos e Diagramas de Dispersão	27
4.3	Resultados do Teste Auditivo	29
<b>5</b>	<b>Discussão</b>	<b>30</b>

5.1	Estresse Ocupacional entre Motoristas de Transporte Coletivo . . . . .	31
5.2	Limitações do Estudo . . . . .	32
<b>6</b>	<b>Conclusão . . . . .</b>	<b>34</b>
6.1	Trabalhos Futuros . . . . .	34
	<b>Referências . . . . .</b>	<b>35</b>
	<b>Apêndices</b>	<b>42</b>
	<b>APÊNDICE A QUESTIONÁRIOS DE AUTO-AVALIAÇÃO DE SAÚDE E USO DE EPI . . . . .</b>	<b>43</b>

# 1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

## 1.1 Introdução

A variabilidade da frequência cardíaca (VFC) é amplamente utilizada como um marcador fisiológico da modulação autonômica, refletindo a interação dinâmica entre os sistemas nervosos simpático e parassimpático. Trata-se de uma métrica não invasiva, obtida a partir de registros de eletrocardiograma (ECG), que permite avaliar a adaptabilidade do organismo frente a diferentes demandas internas e externas. Valores elevados de VFC estão associados à boa saúde cardiovascular, maior flexibilidade autonômica e capacidade de resposta a estímulos, enquanto valores reduzidos refletem rigidez autonômica, estresse fisiológico e risco aumentado para desordens cardiovasculares.

Entre os métodos de análise da VFC, as medidas não lineares têm ganhado relevância, pois conseguem captar aspectos complexos da dinâmica dos intervalos RR que não são totalmente representados por métricas lineares. Nesse contexto, a entropia de Shannon destaca-se como uma ferramenta capaz de quantificar a irregularidade e a imprevisibilidade do sinal, fornecendo uma medida da complexidade autonômica. Valores mais altos de entropia estão relacionados a um sistema nervoso autônomo flexível e adaptável, enquanto valores baixos sugerem padrões rígidos e menos responsivos.

A investigação da VFC torna-se ainda mais pertinente em contextos ocupacionais de alta demanda fisiológica e cognitiva. Profissionais motoristas de transporte coletivo, por exemplo, estão expostos diariamente a longas jornadas de trabalho, tráfego intenso, pressão por horários e ruído constante no ambiente. Esses fatores caracterizam um cenário de estresse ocupacional crônico, que pode impactar diretamente o equilíbrio autonômico e contribuir para maior vulnerabilidade cardiovascular. Estudos têm apontado que tais trabalhadores apresentam risco elevado para hipertensão, distúrbios do sono, fadiga crônica e doenças cardiovasculares.

Diante disso, analisar a complexidade da VFC em motoristas de transporte coletivo, sobretudo em situações de repouso e sob estímulos auditivos que simulam demandas cognitivas, pode fornecer informações relevantes sobre a modulação autonômica e os impactos do estresse ocupacional. Além de contribuir para a literatura científica, esse tipo de investigação auxilia na proposição de estratégias preventivas de saúde e segurança para trabalhadores submetidos a condições adversas.

Assim, este trabalho busca avaliar a complexidade da VFC de motoristas de transporte coletivo por meio da entropia de Shannon aplicada ao ECG, comparando-os a um grupo controle, em condições de repouso e durante a execução de um teste auditivo.

## 1.2 Justificativa

A escolha do tema justifica-se pela relevância clínica, ocupacional e científica da investigação. O diagnóstico precoce de alterações autonômicas é fundamental para prevenir o desenvolvimento de doenças cardiovasculares, especialmente em populações expostas a estressores contínuos. Atualmente, os métodos de avaliação da saúde cardiovascular em motoristas de transporte coletivo baseiam-se, em grande parte, em exames clínicos e questionários, que podem não captar alterações sutis na regulação autonômica. A análise de sinais fisiológicos por meio do eletrocardiograma (ECG), associada a técnicas matemáticas não lineares, como a entropia de Shannon, oferece uma alternativa objetiva e não invasiva para identificar potenciais disfunções autonômicas. Além disso, os motoristas de transporte coletivo constituem um grupo particularmente vulnerável, em razão da exposição constante ao ruído, longas jornadas, pressão por horários e elevado nível de responsabilidade no trânsito, fatores reconhecidos pela literatura como indutores de estresse ocupacional e risco cardiovascular.

Este estudo justifica-se pela necessidade de:

- Desenvolver métodos objetivos e quantitativos de avaliação da VFC;
- Investigar a entropia de Shannon como métrica sensível da complexidade autonômica;
- Explorar a relação entre estresse ocupacional e rigidez autonômica em motoristas de transporte coletivo;
- Ampliar a compreensão dos impactos do trabalho sobre a saúde cardiovascular.

## 1.3 Objetivos do Trabalho

### 1.3.1 Objetivo Geral

Analisar a complexidade da variabilidade da frequência cardíaca, utilizando a Entropia de Shannon aplicada a sinais de ECG, comparando motoristas de transporte coletivo com um grupo controle, em condições de repouso e sob estímulo auditivo.

### 1.3.2 Objetivos Específicos

1. Revisar a literatura científica sobre variabilidade da frequência cardíaca, estresse ocupacional e métricas de entropia aplicadas a sinais fisiológicos
2. Realizar a coleta de ECG de indivíduos em repouso e durante estímulo auditivo estruturado
3. Extrair valores de Entropia de Shannon a partir dos sinais de ECG em ambas as condições
4. Comparar estatisticamente os valores obtidos entre grupo controle e grupo experimental

5. Avaliar as implicações dos resultados quanto à saúde autonômica e ocupacional de motoristas de transporte coletivo

## 1.4 Estrutura do Documento

Este documento organiza-se em seis capítulos fundamentais:

- **Capítulo 1:** Apresenta o contexto, justificativa e objetivos da pesquisa
- **Capítulo 2:** Fundamentação teórica sobre Entropia de Shannon, sinais elétricos do coração, ECG e estrutura auricular
- **Capítulo 3:** Detalhamento metodológico do protocolo experimental, pré-processamento e método estatístico
- **Capítulo 4:** Resultados
- **Capítulo 5:** Discussão
- **Capítulo 6:** Conclusões e trabalhos futuros
- **Referências:** Bibliografia consultada e fundamentação científica

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

### 2.1 Entropia de Shannon

A Entropia de Shannon (SE) é um conceito fundamental na teoria da informação que quantifica a incerteza ou imprevisibilidade associada a variáveis aleatórias discretas, um conceito pioneiro do matemático Claude Shannon ([SHANNON; WEAVER, 1949](#)). Seu trabalho preencheu a lacuna entre a matemática abstrata e a engenharia prática, permitindo um estudo sistemático do fluxo de informações e fornecendo ferramentas para quantificar informações de forma matematicamente rigorosa. Antes de Shannon, os conceitos de entropia estavam confinados principalmente à física; ele reaproveitou essas ideias para abordar questões relacionadas à tecnologia e às comunicações.

Uma das primeiras e mais práticas aplicações da SE foi na compressão de dados. Com o objetivo de reduzir a quantidade de dados necessária para representar uma determinada informação sem perder sua essência ([YAO et al., 2020](#)). Esta aplicação, juntamente com outras, destacou a relevância das teorias de Shannon em cenários do mundo real, influenciando áreas como a teoria da codificação, que abrange tanto a codificação de origem quanto a codificação de canal. A codificação de origem se concentra na representação eficiente de dados, enquanto a codificação de canal aborda a correção de erros na transmissão de dados.

#### 2.1.1 Fundamentos Matemáticos

##### 2.1.1.1 Propriedades da Entropia de Shannon

A SE é caracterizada por diversas propriedades importantes que ressaltam sua utilidade em diversas aplicações:

- **Não-negatividade:** Para todas as distribuições ( $H(X) \geq 0$ ), o que significa que a entropia não pode ser negativa, o que reflete a ideia de que a incerteza é uma quantidade não negativa.
- **Aditividade para variáveis independentes:** Para variáveis aleatórias independentes (X) e (Y), a entropia de sua distribuição conjunta satisfaz ( $H(X, Y) = H(X) + H(Y)$ ). Essa propriedade ilustra como a incerteza combinada de dois sistemas independentes é simplesmente a soma de suas incertezas individuais.
- **Monotonicidade:** A entropia não aumenta quando condicionada a um evento, o que significa que revelar informações adicionais não pode aumentar a incerteza.

Essas propriedades tornam a SE uma ferramenta robusta e flexível para analisar sistemas e processos de informação (SAHOO, 2000).

### 2.1.1.2 Definição de Entropia de Shannon

A definição de quantidade de informação ou incerteza probabilística, proposta por Shannon, utiliza um tratamento probabilístico e faz uso de uma função logarítmica, tendo sua forma funcional sendo representada por Shannon.

$$H(p_1, \dots, p_n) = - \sum_{i=1}^n p_i \log(p_i), \quad (2.1)$$

onde  $p_i$  é a probabilidade de ocorrência de cada evento  $i$  e  $\sum_{i=1}^n p_i = 1$ . Nesse tratamento um certo evento  $i$  representa um certo símbolo emitido pela fonte.

Originalmente a Equação 2.1 surge na teoria da informação como um teorema. Não obstante a sua prova, a melhor justificativa reside em suas próprias implicações. Caso se tenha um dado evento  $i = a$ , onde  $p_a = 0$ , sendo aplicada na Equação 2.1 pode-se questionar a validade da equação, já que  $\log_2 0$  não é definido. Entretanto, apoiado na expressão  $\lim_{x \rightarrow 0} x \log_2 x = 0$ , convencionou-se que  $0 \log_2 0 \equiv 0$ . Tal convenção é bastante razoável, considerando que um evento que tenha a probabilidade nula de aparecer não deve oferecer contribuição para a Equação 2.1 (C. B. F. Pantoni et al., 2014).

É proposto que a Equação 2.1 deva ser entendida com a noção da entropia na mecânica estatística de Boltzmann-Gibbs, ou seja, iremos tratar estatisticamente uma mensagem levando em consideração os símbolos que a compõem, da mesma forma que a mecânica estatística descreve um sistema macroscópico, levando em consideração os seus constituintes microscópicos. Assim, o termo entropia ganha um novo significado, o de indicar a medida de incerteza probabilística em uma dada distribuição de probabilidade, passando a ser denominada entropia de Shannon.

A formulação de Shannon permite uma compreensão quantificável das informações e sua transmissão através dos canais de comunicação.

### 2.1.2 Aplicações da Entropia de Shannon

- **Bioinformática:** Em bioinformática, a SE é empregada para analisar sequências biológicas, como o DNA. Ao calcular a entropia das distribuições de nucleotídeos nos genomas, os pesquisadores podem identificar regiões de alta variabilidade que podem corresponder a pontos críticos evolutivos ou elementos regulatórios.
- **Análise de Dados e Aprendizado de Máquina:** A SE desempenha um papel crítico na análise de dados e no aprendizado de máquina. Serve como uma métrica para quantificar a incerteza, o que auxilia na tomada de decisões quantitativas. Além disso, a SE é fundamental na análise de agrupamentos e na informação mútua, permitindo que pesquisadores

avaliem as relações entre variáveis e a similaridade dos pontos de dados. Essa capacidade é vital para determinar estruturas de agrupamento ideais em conjuntos de dados.

- **Criptografia e Segurança:** No âmbito da criptografia, a SE auxilia na compreensão da segurança dos sistemas de criptografia. Ao quantificar o vazamento de informações durante ataques de canal lateral, ela ajuda a avaliar a vulnerabilidade dos protocolos criptográficos e orienta o projeto de sistemas mais seguros.

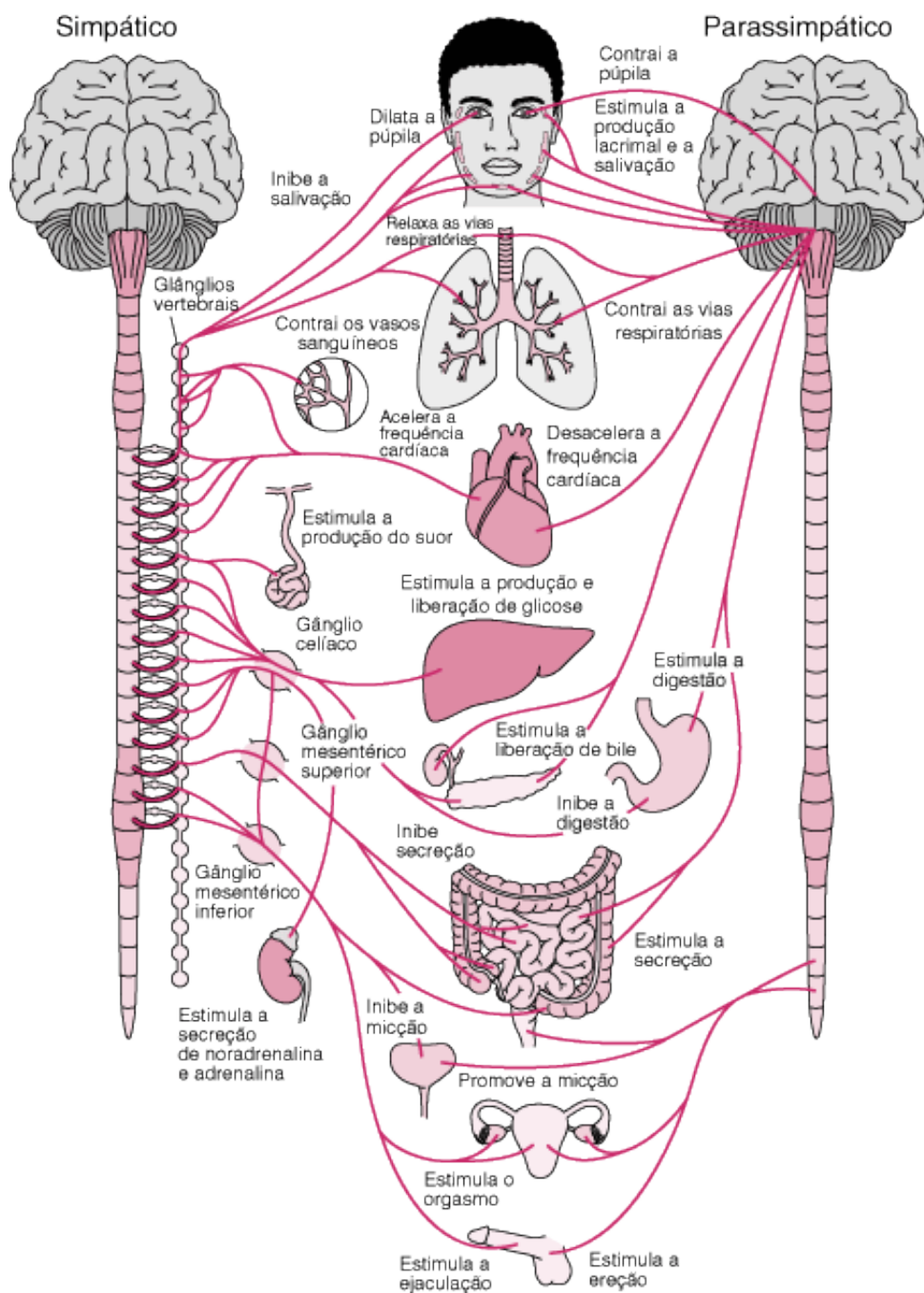
### 2.1.3 Entropia de Shannon na Análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC)

A SE é uma medida quantitativa que reflete a imprevisibilidade ou complexidade de um sistema e tem sido cada vez mais aplicada na análise da VFC para obter insights sobre regulação autonômica e saúde cardiovascular. A SE é utilizada na análise simbólica (AS) da VFC para classificar diferentes grupos de pacientes, auxiliando na caracterização da variabilidade da frequência cardíaca e da pressão arterial (AZIZ et al., 2014). Essa técnica é particularmente relevante para pacientes com condições como a cardiomiopatia dilatada, permitindo uma compreensão mais detalhada do funcionamento do sistema nervoso autônomo. A metodologia envolve estimar a distribuição de probabilidade dos intervalos RR a partir de dados de séries temporais.

## 2.2 Sistema Nervoso Autônomo

O sistema nervoso autônomo, como mostrado na Figura 1, é o componente do sistema nervoso periférico que controla a contração do músculo cardíaco, as atividades viscerais e as funções glandulares do corpo (KAREMAKER, 2017). Especificamente, o SNA regulará a frequência cardíaca, a pressão arterial, a frequência respiratória, a temperatura corporal, a sudorese, a motilidade e a secreção gastrointestinais, bem como outras atividades viscerais que mantêm a homeostase (STERNINI, 1997). O SNA tem três divisões principais: simpático (SNS), parassimpático (SNP) e o entérico (SNE). O SNS é responsável pelas reações de estresse e o SNP pelo relaxamento (KAREMAKER, 2017). Todos os reflexos viscerais são processados por circuitos locais na medula espinhal e no tronco cerebral.

Figura 1 – Sistema Nervoso Autônomo.



Fonte: (COON, 2025)

O nervo vago do Sistema Nervoso Parassimpático (SNP) inerva o nó sinoatrial, atri-ventricular e o miocárdio do coração (KAREMAKER, 2017). Neurônios pré-sinápticos do SNS e do SNP utilizam acetilcolina (ACh) como neurotransmissor. Neurônios simpáticos pós-sinápticos geralmente produzem norepinefrina (NE) como seu transmissor efetor para atuar nos tecidos-alvo, enquanto neurônios parassimpáticos pós-sinápticos utilizam ACh em todas as suas funções. A modulação do SNA no coração pode ser analisada a partir do processamento do ECG (MASSARO; PECCHIA, 2019).

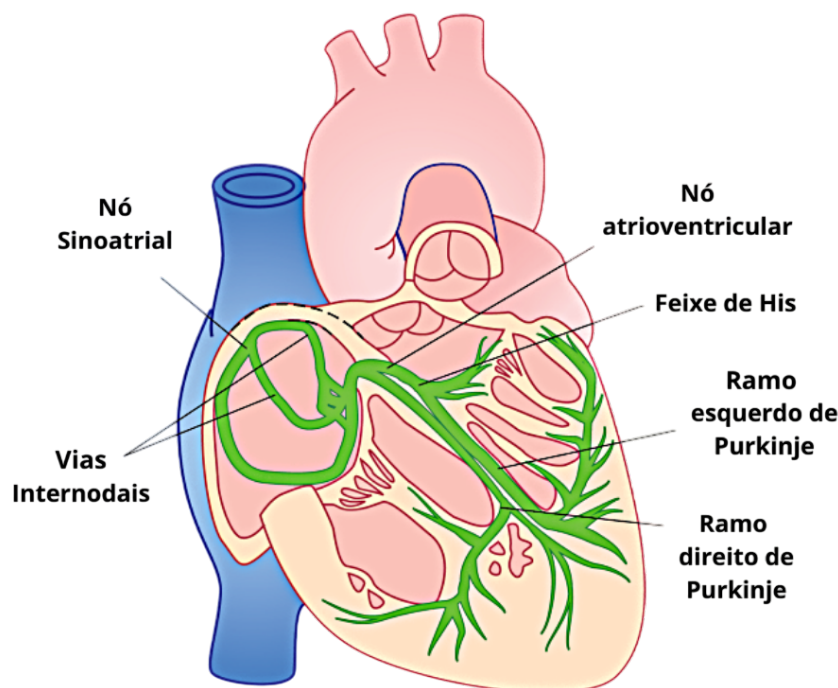
A fisiologia do corpo humano (metabolismo, termorregulação e atividade cardíaca etc.) está sob a influência do SNA. Os sistemas nervosos simpático e parassimpático são as duas subdivisões do SNA, que funcionam de forma diferente em diferentes situações para que possam regular a homeostase (BRINDLEY et al., 2017). O sistema simpático é ativado em condições estressantes (medo, luta ou fuga) e causa frequência cardíaca elevada, aumenta a produção de suor, enquanto o parassimpático atua em repouso e no estado de digestão, o que resulta em uma diminuição da frequência cardíaca e mantém a homeostase. Durante a ativação simpática, a produção do hormônio do estresse é estimulada, o que resulta em alto débito cardíaco e baixa VFC, enquanto o sistema parassimpático diminui a frequência cardíaca e aumenta a VFC para estabelecer a homeostase assim que as condições estressantes terminam. Essa interconexão entre os dois ramos do SNA, ou seja, sistemas simpático e parassimpático, permite que o coração atue em condições e demandas variadas. A alteração e regulação contínuas da frequência cardíaca e seu ritmo são feitas pelo SNA (PUMPRLA et al., 2002).

## 2.3 Coração

O coração é considerado uma estrutura exclusiva que desempenha um papel vital no corpo humano. Uma bomba eletromecânica que impulsiona o sangue oxigenado proporcionalmente à demanda e recebe sangue desoxigenado de todo o corpo (GORDAN; GWATHMEY; XIE, 2015). Trabalha ativamente, de forma constante, e estabelece uma interação com o cérebro (WALL; GILST, 2013). O coração também possui um sistema nervoso cardíaco intrínseco que processa as informações sensoriais de outros órgãos, vasos sanguíneos e até mesmo do coração para manter a atividade cardíaca (ADAMS; ASHTON; MONTGOMERY, 2023). É o músculo responsável por realizar o bombeamento de sangue através dos pulmões, órgãos e tecidos. Sua função principal é garantir um débito cardíaco adequado para satisfazer as necessidades metabólicas do organismo. É formado por três tipos principais de músculos. Músculo atrial, músculo ventricular e fibras musculares especializadas excitatórias e condutoras cardíacas (PAVELKA; ROTH, 2015).

O músculo cardíaco recebe suprimento sanguíneo pelas artérias coronárias, garantindo que tenha o oxigênio necessário para sua atividade contínua. As duas câmaras superiores do coração (ou átrios) funcionam principalmente como câmaras coletoras, enquanto as duas câmaras inferiores (ventrículos) são muito mais fortes e funcionam para bombear sangue. O átrio e o ventrículo direitos coletam sangue do corpo e o bombeiam para os pulmões, e o átrio e o ventrículo esquerdos coletam sangue dos pulmões e o bombeiam por todo o corpo (WEINHAUS; ROBERTS, 2009).

Figura 2 – Sistema de condução elétrica no coração.



Fonte: (GUYTON; HALL, 2006)

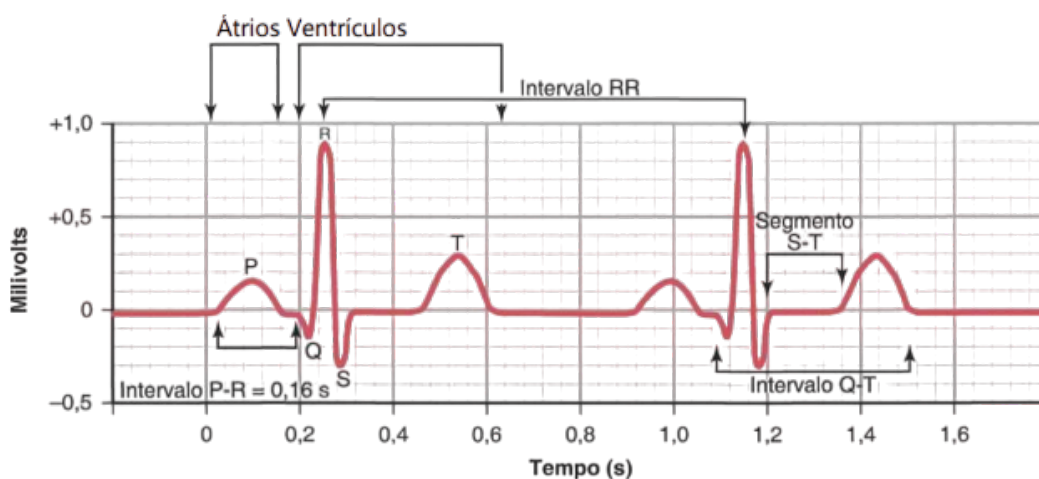
O sistema de condução cardíaca (CCS), observado na Figura 2, é essencial para as contrações rítmicas e sincronizadas do coração, facilitando a circulação sanguínea efetiva. É composto por estruturas especializadas, incluindo o nodo sinoatrial (SA), que inicia impulsos elétricos, influenciado pela modulação do sistema nervoso autônomo; o nodo atrioventricular (AV) e o sistema His-Purkinje, que conduz rapidamente os impulsos para os ventrículos, garantindo uma contração sincronizada (PELLICER; ABD-ELSAIED, 2024). O nodo sinoatrial (SA) e o nodo atrioventricular (AV) desempenham papéis cruciais no sistema de condução cardíaca, garantindo que o coração funcione eficientemente como uma bomba. O nodo SA, localizado no átrio direito, atua como marcapasso primário, gerando potenciais de ação que iniciam o batimento cardíaco. Esses impulsos viajam pelos átrios, fazendo com que eles se contraíam e empurrem o sangue para os ventrículos. O nodo AV, situado na parede atrial direita, introduz um atraso na condução desses impulsos, permitindo que os átrios completem sua contração antes que os ventrículos iniciem a sua. Essa coordenação é essencial para manter o débito cardíaco ideal (PELLICER; ABD-ELSAIED, 2024).

A cada despolarização espontânea, serve como fonte de uma onda de despolarização que inicia um ciclo cardíaco completo de contração e relaxamento. Devido aos fluidos corporais serem bons condutores de eletricidade, as flutuações no potencial elétrico que representam as somas dos potenciais de ação podem ser captadas em qualquer parte do corpo. Durante a atividade cardíaca desencadeada pelo processo de ativação do coração, fenômenos elétricos são originados na despolarização e repolarização (PELLICER; ABD-ELSAIED, 2024).

## 2.4 Eletrocardiograma (ECG)

O ECG é o processo de registro da atividade elétrica do coração ao longo de um período, utilizando eletrodos colocados na pele. Esses eletrodos detectam as sutis alterações elétricas na pele que surgem do padrão eletrofisiológico de despolarização e repolarização do músculo cardíaco durante cada batimento cardíaco (MIRVIS et al., 2015).

Figura 3 – Componentes do eletrocardiograma padrão.

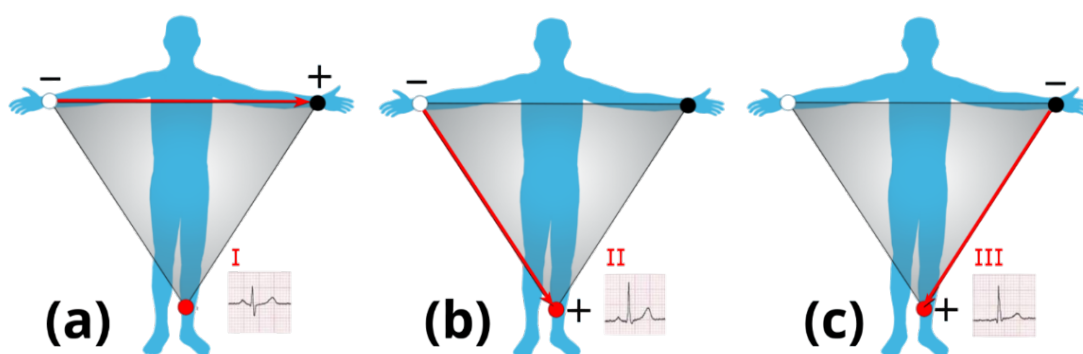


Fonte: (HALL, 2011)

Em condições normais, os potenciais de ação gerados pelo nó sinusal se propagam pelos átrios. Inicialmente, o átrio direito e, em seguida, o átrio esquerdo são despolarizados, devido a essa porção inicial da onda P. A onda P reflete a despolarização atrial. O intervalo PR é a distância entre o início da onda P e o início do complexo QRS. O intervalo PR é avaliado para determinar se a condução do impulso dos átrios para os ventrículos é normal. A linha reta entre o final da onda P e o início do complexo QRS é chamada de segmento PR e reflete a condução lenta do impulso através do nó atrioventricular. O complexo QRS representa a despolarização (ativação) dos ventrículos (OKUTUCU; OTO, 2018). A Figura 3 ilustra os componentes do ECG.

Os eletrodos bipolares padrão são registrados com um eletrodo positivo (+) e um negativo (-). Já os eletrodos unipolares são obtidos com apenas um eletrodo positivo. Os três eletrodos bipolares padrão são I, II e III. Juntos, esses três eletrodos formam o Triângulo de Einthoven (Figura 4). Entre os três eletrodos bipolares, o eletrodo I (a): eletrodo positivo, é colocado no braço esquerdo, o eletrodo negativo é colocado no braço direito; o eletrodo II (b): eletrodo positivo, é colocado na perna esquerda, o eletrodo negativo é colocado no braço direito; o eletrodo III (c): eletrodo positivo, é colocado na perna esquerda, o eletrodo negativo é colocado no braço esquerdo (SURAWICZ; KNILANS; CHOU, 2008).

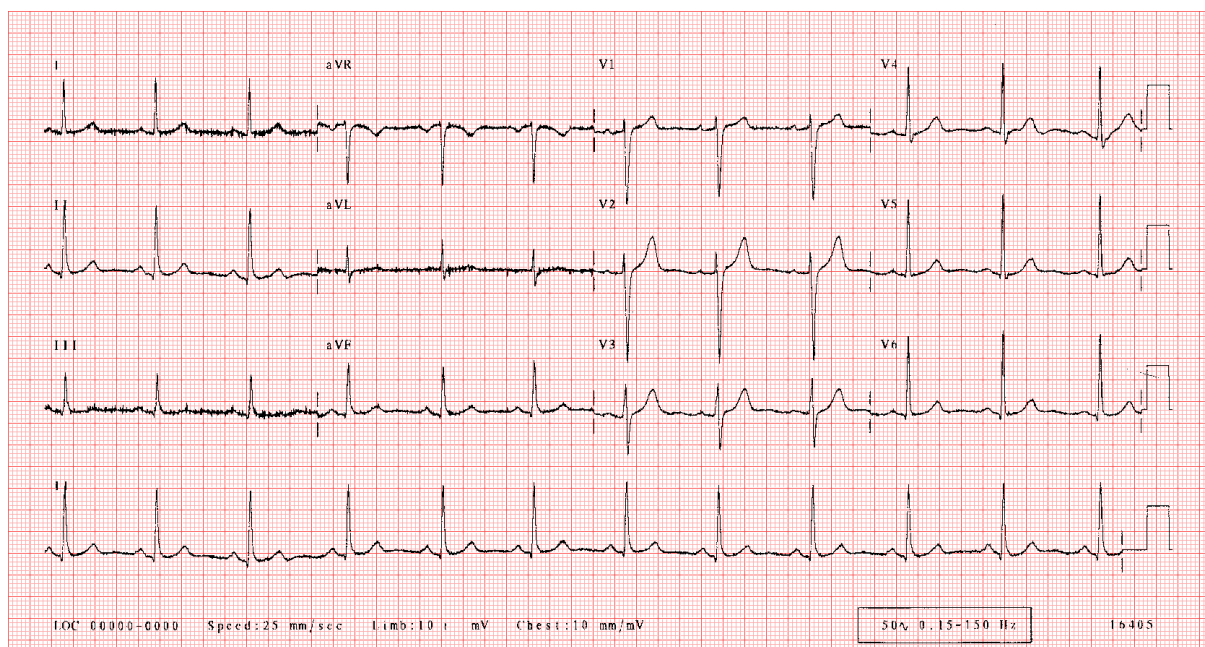
Figura 4 – Triângulo de Einthoven.



Fonte: Adaptado de (SORIA-MEDINA; PEÑALOZA-MENDOZA; CAMPOS-HERNÁNDEZ, 2023)

Em registros de ECG padrão, existem 6 derivações de extremidades (I, II, III, aVR, aVL, aVF) que observam o coração a partir do plano frontal e 6 derivações torácicas ou precordiais (V1 a V6) que observam a partir do plano horizontal. Portanto, costuma ser expresso como eletrocardiograma padrão de 12 derivações (SURAWICZ; KNILANS; CHOU, 2008). A figura 5 é o resultado de um eletrocardiograma de 12 derivações considerado normal.

Figura 5 – Eletrocardiograma de 12 derivações considerado normal.



Fonte: (ECG LIBRARY, 1995–2017)

## 2.5 Variabilidade da Frequência Cardíaca

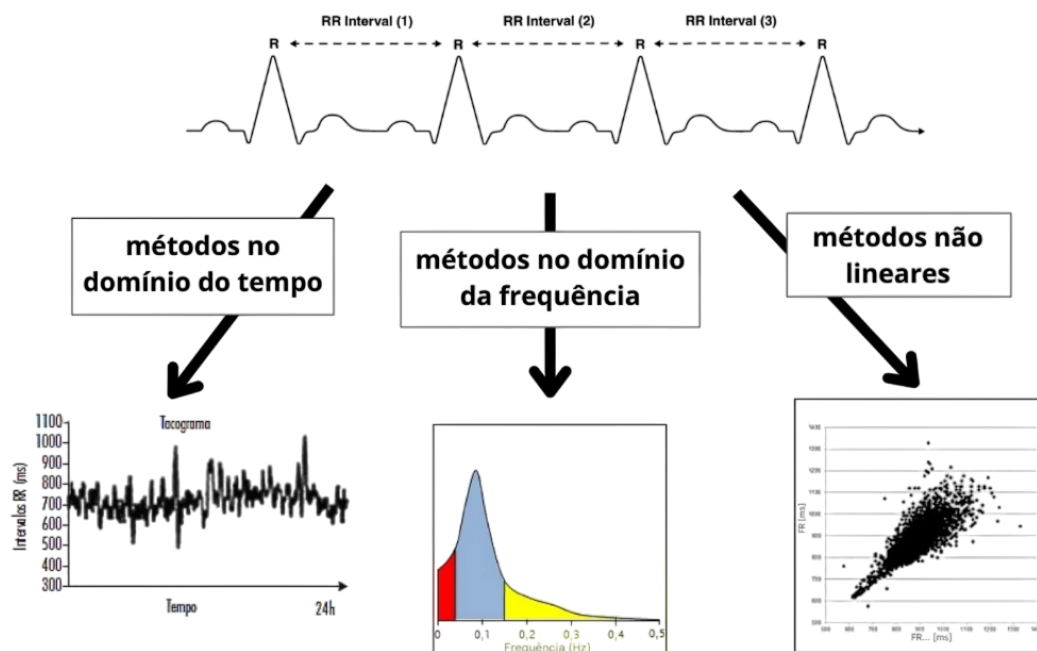
A VFC abrange uma série de parâmetros calculados matematicamente, que caracterizam a variância, o ritmo ou a complexidade de uma série temporal de batimentos cardíacos consecutivos chamado intervalo NN. A VFC é quantificada usando métodos de domínio de tempo e frequência, bem como métodos de análise não linear (Figura 6) (SAMMITO et al., 2024).

Pode ser usada para acessar a adaptabilidade cardíaca sob a influência de estímulos. Entretanto, antes de avaliar o processo de adaptabilidade, é importante conhecer a variável que influencia a VFC (fisiológica ou ambiental) (FATISSON; OSWALD; LALONDE, 2016). A VFC não apenas expressa o estado do SNA, mas também estima as atividades do nervo vago e do nervo simpático (ERNST, 2017). A análise da VFC pode ser realizada com base em medições de curto prazo (5 minutos, às vezes menos) e de longo prazo, geralmente 24 horas (SAMMITO et al., 2024).

Os métodos de domínio temporal são divididos em métodos estatísticos e geométricos. No caso dos métodos estatísticos, os intervalos NN são avaliados matematicamente em relação à sua variância e a medição do ritmo é marcada com a dimensão temporal ou os valores percentuais, enquanto os métodos geométricos fornecem uma avaliação da VFC com base em formas geométricas (BILLMAN, 2011). As análises da faixa de frequência incluem, entre outros, os métodos de transformação rápida de Fourier e autorregressão (BURR; COWAN, 1992). A análise espectral decompõe a oscilação periódica do sinal NN em diferentes frequências e amplitudes. Isso torna possível dividir a série de intervalos NN e as oscilações periódicas do batimento cardíaco em diferentes frequências e amplitudes, que por sua vez representam diferentes processos fisiológicos ou diferentes sistemas de controle (RÜDIGER; KLINGHAMMER; SCHEUCH, 1998).

Figura 6 – Métodos para análise da VFC.

## Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC)



Os métodos de dinâmica não linear (por exemplo, Entropia Aproximada [ApEn], Entropia de Amostra [SampEn], Entropia de Shannon e Análise de Flutuação Detrended [DFA]) (STEIN et al., 2005) diferem dos parâmetros tradicionais de tempo e frequência, pois não refletem a força da VFC, mas indicam aspectos qualitativos da série de intervalos NN. Fatores fisiológicos não influenciáveis incluem idade, sexo, gravidez e ritmo circadiano. A VFC de uma pessoa aumenta acentuadamente até atingir 1 ano de idade e continua a aumentar consideravelmente até atingir 15 anos, enquanto a frequência cardíaca em repouso diminui. Na literatura científica, há um quadro amplamente consistente dos fatores de estilo de vida modificáveis: fatores de estilo de vida positivamente associados, que andam de mãos dadas com um estilo de vida saudável, aumentam a VFC, enquanto fatores de estilo de vida negativamente associados a reduzem a VFC. (SAMMITO; THIELMANN; BÖCKELMANN, 2024).

No campo da medicina ocupacional e da ciência da saúde ocupacional, a VFC pode ser usada para responder a várias perguntas. Pode ser aplicada na avaliação de esforço físico, avaliar carga de trabalho mental, para estratificação de risco de doenças, medidas preventivas e aplicação em biofeedback (SAMMITO; THIELMANN; BÖCKELMANN, 2024).

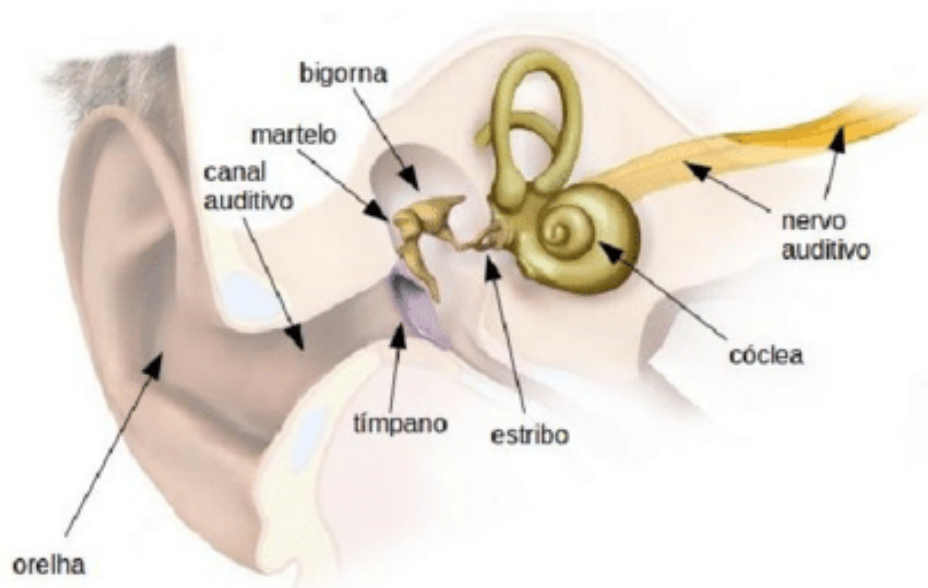
## 2.6 Ouvido Interno

As ondas sonoras entram no ouvido e fazem com que o tímpano vibre. Essas vibrações são transmitidas para três pequenos ossos no ouvido médio (chamados ossículos), depois pela janela oval até o ouvido interno, onde entram na cóclea.

A cóclea, um canal oco em forma de caracol, é preenchida por líquido. Dentro dela, localiza-se o órgão de Corti, que se estende para dentro do líquido. As vibrações sonoras fazem com que o líquido e os cílios da cóclea vibrem. As vibrações dos cílios fazem com que as células ciliadas enviem sinais através dos nervos para o cérebro. O cérebro interpreta os sinais nervosos como som (HAMITER MICKIE, 2023).

Para ajudar a prevenir danos às células ciliadas, os músculos do ouvido médio se contraem para diminuir o movimento dos ossículos causado por ruídos altos. Essa resposta a ruídos altos é chamada de reflexo acústico (HAMITER MICKIE, 2023).

Figura 7 – Figura esquemática do ouvido humano.



Fonte: Adaptado de (MAGALHÃES; FILHO, 2017)

O sistema vestibular consiste em dois sacos cheios de líquido, chamados de sáculo e utrículo, e de três tubos cheios de líquido chamados de canais semicirculares. Esses sacos e tubos reúnem informações a respeito da posição e movimento da cabeça. O cérebro usa essa informação para ajudar a manter o equilíbrio. Se os canais semicirculares não funcionarem adequadamente, o que pode ocorrer numa infecção das vias aéreas superiores, ou por outros distúrbios, temporários ou permanentes, a pessoa pode perder o senso de equilíbrio, ou ter a falsa sensação de estar se movendo ou girando (vertigem). Distúrbios no ouvido interno podem afetar, audição e equilíbrio (HAMITER MICKIE, 2023).

### 2.6.1 Tempos de recuperação do ouvido após exposição a ruídos

A duração da recuperação do sistema auditivo após a exposição ao ruído ambiente elevado apresenta uma variabilidade considerável, dependendo da natureza e da duração da exposição auditiva. Pesquisas revelam que tanto o ruído impulsivo quanto o contínuo podem precipitar mudanças temporárias de limiar (TTS), com os cronogramas de recuperação sendo modulados por vários determinantes, incluindo as características dos estímulos auditivos e a duração dos períodos de silêncio subsequentes (NATARAJAN; BATTIS; STANKOVIC, 2023). A recuperação do TTS induzido por ruído de impulso é geralmente mais lenta em comparação com o ruído contínuo. Isso sugere que os mecanismos de recuperação do ouvido são mais desafiados por explosões repentinas e intensas de ruído do que pela exposição ao ruído em estado estacionário (FLETCHER, 1970). Em casos de exposição contínua ao ruído, mesmo em níveis altos, permite uma recuperação relativamente rápida, especialmente quando intervalos silenciosos são introduzidos entre as exposições. O reflexo acústico desempenha um papel nessa recuperação, com sua resposta diminuindo durante a exposição ao ruído, mas se recuperando exponencialmente durante intervalos de silêncio (LALANDE; HETU, 1982).

Diferentes tipos de ruído mostram padrões de recuperação variados. A recuperação parcial pode ocorrer dentro de um ou três dias, mas a recuperação adicional pode não acontecer, indicando possíveis mudanças permanentes no limiar (LAMM et al., 2004). Embora os estudos destaquem a variabilidade nos tempos de recuperação, eles também sugerem que a intervenção precoce e as medidas de proteção podem mitigar os danos auditivos a longo prazo. O papel do reflexo acústico e a natureza específica da frequência da recuperação são áreas críticas para futuras pesquisas para aprimorar as estratégias de proteção auditiva.

## 3 METODOLOGIA

### 3.1 Iniciativa

O projeto está inserido nos desenvolvimentos de pesquisas do Laboratório de Processamento de Sinais (LaPS), membro integrante do Instituto de Tecnologia da UFPA. Todos os participantes foram instruídos sobre o andamento do protocolo e assinalaram termos de participação voluntária para participar da coleta de ECG. Os procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Pará (CAAE 56365722.9.0000.0018).

### 3.2 Participantes

O estudo contou com a participação de 36 voluntários adultos, divididos em um grupo controle com 20 voluntários (n=20), composto por adultos com idades entre 19 e 62 anos, de ambos os sexos. Cinco relataram possuir doenças crônicas, e duas fazem uso de medicamentos controlados, e nenhum era fumante. O grupo experimental com 16 indivíduos (n=16) é formado por motoristas de veículos de grande porte, funcionários das empresas Viação Rio Guamá LTDA, Viação Guajará Ltda e Transurb Ltda, adultos com idades entre 32 e 74 anos, com exercício da atividade profissional variado de 1 mês a 33 anos. Sobre as condições de saúde, 13 informaram possuir doenças crônicas, 7 necessitam de remédio de uso contínuo, 3 informaram a ocorrência de alterações em exames de eletrocardiograma anteriores, 7 tiveram resultados anormais no último exame de audiometria realizado dentro da empresa e apenas 1 declarou ser fumante.

Sobre recomendações prévias, não foi informado aos participantes que evitassem o uso de estimulantes, como cafeína, ou qualquer outro responsável por alterações na frequência cardíaca, antes da realização do teste auditivo e para aquisição do exame de ECG. Os motoristas de ônibus optaram por realizar o experimento antes ou após a sua jornada de trabalho.

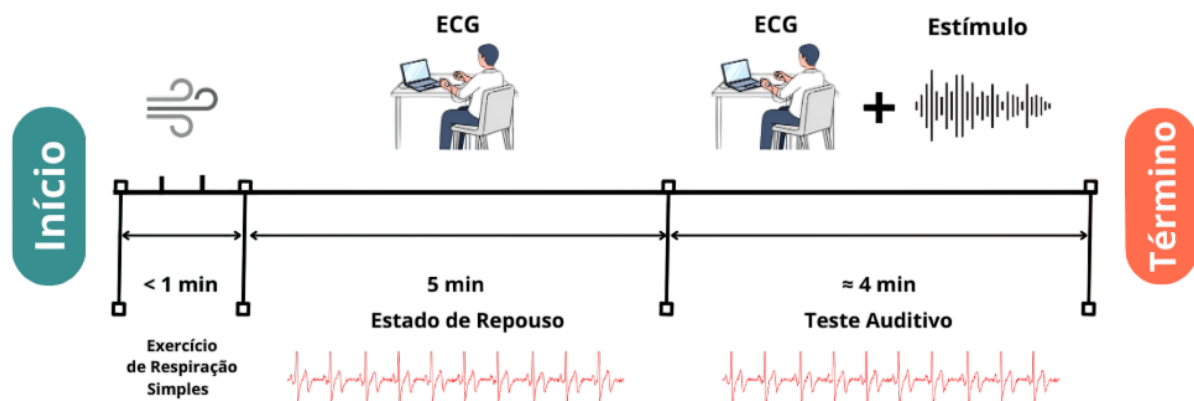
### 3.3 Protocolo do Estudo

O estudo foi realizado em uma sala adequada, com condições de bloquear ruídos, barulhos externos e com estímulo visual reduzido. O participante foi posicionado sentado em uma cadeira, com os pulsos sobre a mesa à sua frente, onde também estava localizado o computador responsável por reproduzir o teste auditivo. Foram fornecidos dois questionários de autoavaliação de saúde, um para informações relacionadas a comportamento e histórico de saúde cardiovascular e outro focado na condição auditiva e na atividade profissional do grupo experimental, que podem ser observados no apêndice A. Antes de iniciar o teste, orientou-se aos participantes um exercício

simples de respiração, buscando evitar possíveis influências de ansiedade ou estresse (THARION et al., 2012) nos resultados do ECG, com duração média inferior a um minuto.

O protocolo ilustrado na Figura 8 consistia na realização do exame de ECG contínuo. Nos primeiros 5 minutos, a pessoa permanecia em repouso; ao fim dessa primeira etapa, iniciava-se o teste auditivo, com o tempo variando em cada voluntário. Em decorrência dessa variação, optou-se por limitar a análise da VFC a um período de 4 minutos. Assim, o estudo explora 9 minutos (5 minutos em repouso e 4 durante o estímulo) de ECG no total para cada indivíduo.

Figura 8 – Protocolo aplicado no estudo.



### 3.4 Teste Auditivo

Para mensurar as respostas auditivas, foi utilizado um software simulador de perda auditiva (RODRIGUES, 2024), baseado em Python. A interface pode ser vista na Figura 9. O programa gera um teste com 23 rodadas e, ao final, um score da porcentagem de acertos. O participante recebia um comando de voz com uma sequência de três números de 0 a 9, que variava aleatoriamente em cada rodada, sobrepunha-se um ruído simulado de veículo automotor de grande porte (RODRIGUES, 2024), e seu volume era elevado a cada ciclo de rodada; o áudio da rodada era reproduzido apenas uma vez. Após ouvir a sequência numérica, era necessário repeti-la em voz alta. A resposta era adicionada na interface do software no computador pelo pesquisador, para evitar que movimentos voluntários das mãos do participante gerassem artefatos no sinal de ECG. Para a reprodução do software, utilizou-se um computador Samsung xbook 550XDA, que possui alto-falantes com potência de som 1,5W x 2, cuja especificação de potência sonora em decibéis não foi encontrada na literatura (Samsung, 2025). O período de aplicação do teste variou para cada voluntário, em decorrência do tempo de resposta de cada rodada.

Figura 9 – Interface do simulador de perda auditiva.



Digite os três números que você ouviu:

1	2	3
4	5	6
7	8	9
0		

## 3.5 Processamento e Análise do ECG

### 3.5.1 Aquisição do sinal

Os membros dos grupos foram submetidos ao registro do eletrocardiograma (ECG) durante todo o protocolo. Como informado, a sala possuía paredes brancas, iluminação adequada e baixos níveis de ruído sonoro, preparada para evitar estímulos não pretendidos, embora a presença do computador à sua frente do voluntário tenha sido necessária para o acompanhamento visual do teste. Foi orientado ao participante não realizar movimentos bruscos, mantendo uma postura firme, porém relaxada. O registro de ECG foi realizado por meio de 4 canais do Neuromap 40i (Itajubá, Brasil) (Figura 10), em um sistema com 2 eletrodos, com configuração bipolar. Posicionados nos membros superiores (derivações periféricas), com a derivação positiva no braço direito e a negativa no braço esquerdo (MELO, 2019) (Figura 11). Essa ligação mede a diferença de potencial entre os dois braços. Os eletrodos na região do auricular são usados como referência/terra. É o inverso da derivação D1 do triângulo de Einthoven, com o traçado resultante com polaridade invertida em relação ao padrão clínico. Para o estudo, não foi relevante, pois a análise da VFC depende dos intervalos R-R, que não são alterados (PAUL; JACOB, 2023).

Figura 10 – NEUROMAP® 40i - Eletroencefalógrafo digital.



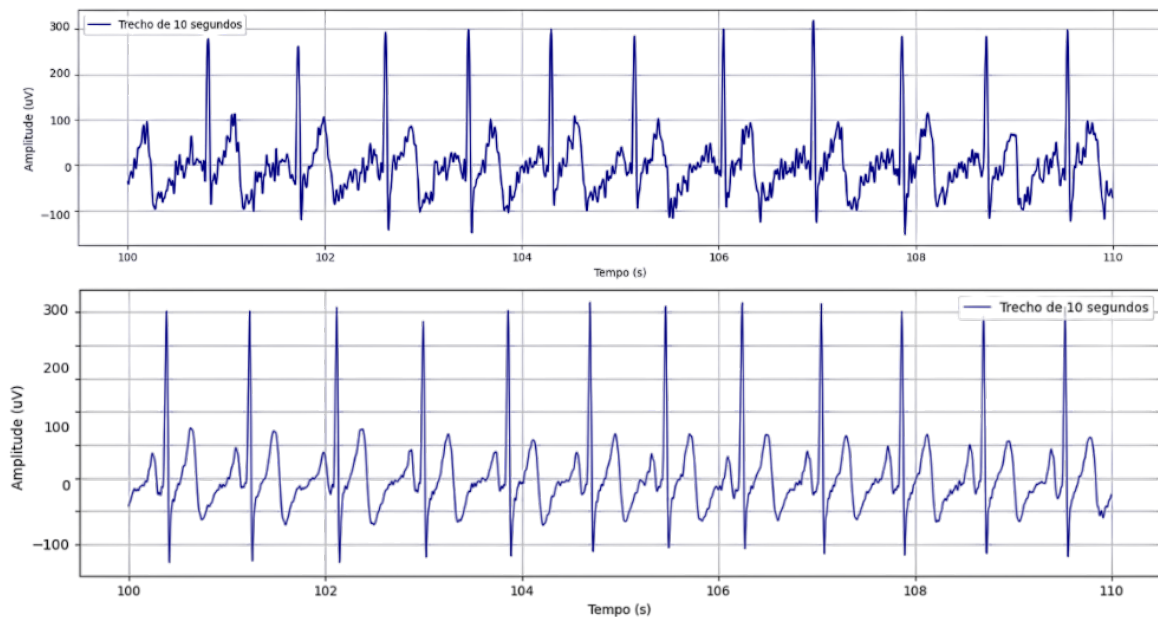
Figura 11 – Participante realizando o teste auditivo e aquisição do ECG.



### 3.5.2 Pré-processamento

Para realizar o pré-processamento, o sinal foi segmentado em único canal e cortado com base na divisão de etapas do protocolo, usando o software EDFbrowser (Teunis van Beelen, 2025). A aplicação dos filtros digitais foi realizada por meio da caixa de ferramentas EEGLAB, ferramenta gratuita que realiza análise de sinais eletrofisiológicos, como EEG e ECG, entre outros (DELORME; MAKEIG, 2004). Para sinais de ECG, foi utilizado um filtro FIR básico, presente no EEGLAB, que é o mais estável e atualizado. Esse filtro é baseado em FIR (Resposta ao Impulso Finito) com janela de Kaiser, o que o torna mais robusto e ajuda a evitar distorções de fase. Permite configurar de forma clara a faixa de passagem (bandpass), o corte de altas frequências (lowpass) e o corte de baixas frequências (highpass), facilitando a adaptação às necessidades específicas do sinal (REJA; MURTUZA; ROY, 2018). Em cada sinal foi empregado um high-pass (HP) de 0,5 Hz, que remove o drift de baseline, e um low-pass (LP) de 40 Hz, que elimina ruídos de alta frequência e interferência muscular, e um notch filter de 60 Hz, de acordo com a frequência da rede elétrica brasileira.

Figura 12 – Comparação do mesmo sinal de ECG após o uso do filtro digital.

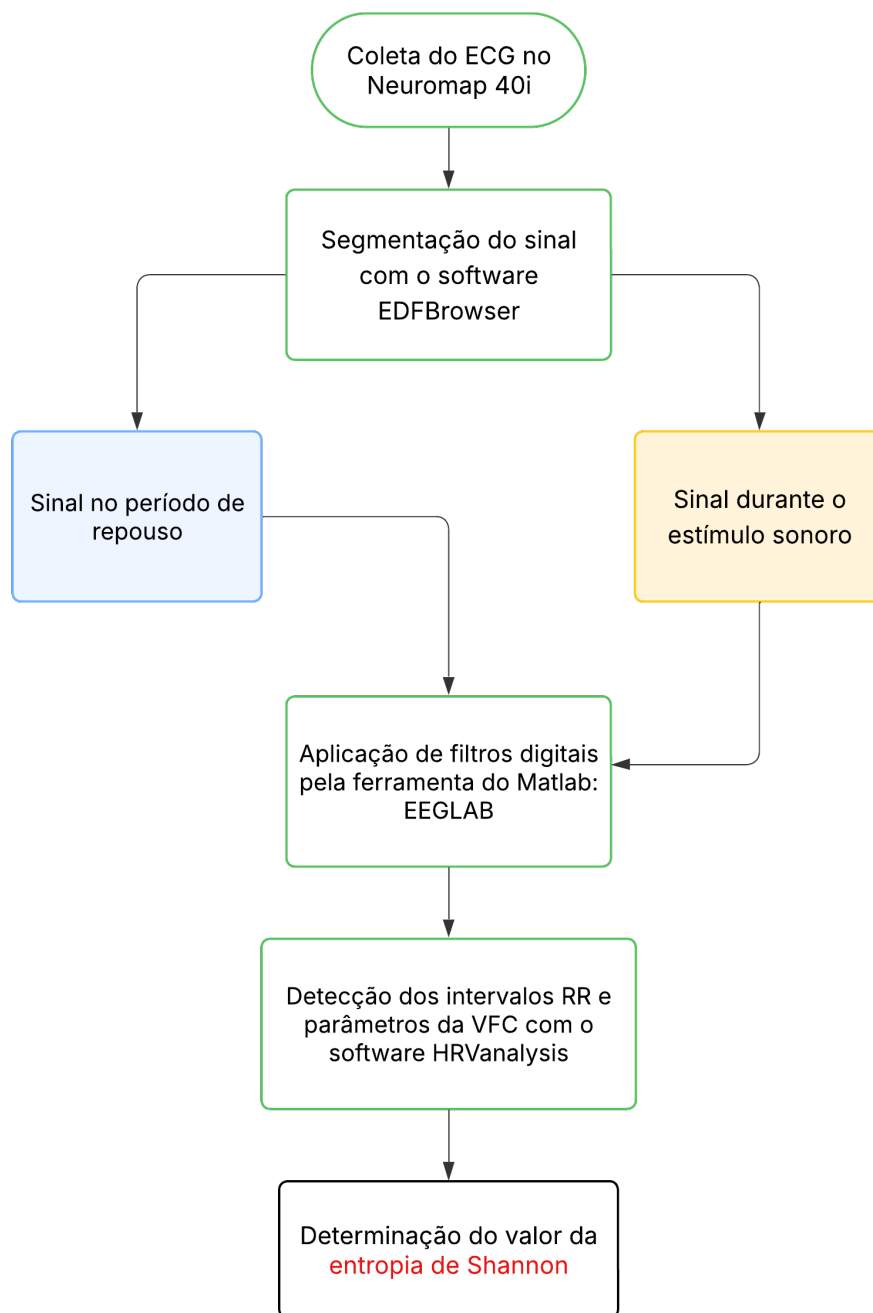


### 3.5.3 Análise de VFC e Extração da Entropia de Shannon

O sinal filtrado foi importado para o software gratuito HRVanalysis (Lion, França). Picos R são detectados a partir de sinais de ECG usando um algoritmo, amplamente inspirado pelo método de Chen et al. (CHEN; CHEN; CHAN, 2006). Este método foi baseado em média móvel, inicialmente desenvolvido para detecção do complexo QRS em tempo real. Primeiramente, os sinais brutos de ECG são amplificados a 1000 Hz para garantir uma boa resolução temporal para os intervalos RR, mesmo em uma baixa taxa de amostragem inicial de ECG. O sinal bruto de

ECG é primeiro desnaturado usando a Transformada Wavelet Discreta (DWT), que realiza a análise em tempo-frequência do sinal, diferentemente de outros métodos utilizados. Fazendo a separação do sinal em diversos componentes, o que permite analisar cada parte individualmente. Dessa forma, as frequências referentes à onda R (picos R) podem ser isoladas e analisadas (LORRAN; FARIA; COTA, 2019). O sinal desnaturado é então passado por um filtro passa-alta linear, baseado em média móvel, para destacar o complexo QRS, que é processado por retificação de onda completa e amplificação não linear, seguida por soma de janela deslizante. O trem de pulsos resultante (ou seja, forma de onda) é usado para calcular um limiar adaptativo para detecção do complexo QRS (CHEN; CHEN; CHAN, 2006). Os valores de SE foram extraídos da análise de cada um dos sinais, nas duas condições do protocolo, ou seja, dois valores para cada participante. Aplicada à variabilidade da frequência cardíaca, a entropia é uma medida da regularidade e complexidade de padrões de diferentes comprimentos. Entropia é alta quando os padrões são distribuídos de forma idêntica e diminui se alguns padrões são mais prováveis (PICHOT et al., 2016).

Figura 13 – Fluxograma das etapas para obtenção da Entropia de Shannon.



### 3.6 Método Estatístico

A análise estatística foi realizada, usando valores de SE (SHANNON; WEAVER, 1949) extraídos de exames de ECG em ambas as coortes durante o protocolo, repouso seguido de estímulo através do teste auditivo. A utilização da SE propõe mensurar a complexidade e a irregularidade da VFC, um indicador da função do SNA (CHEN et al., 2017), considerando que valores mais baixos sugerem maior regularidade e, conseqüentemente, menor complexidade

nos padrões comportamentais, refletindo rigidez autonômica e diminuição na variabilidade fisiológica. Por outro lado, valores elevados geralmente indicam a boa adaptação e flexibilidade do sistema nervoso autônomo (ARSAC, 2023).

O teste U de Mann-Whitney é utilizado como principal parâmetro neste estudo, com o objetivo de comparar dois grupos independentes sem assumir normalidade (McKnight; NAJAB, 2010). Ele ordena os valores de ambas as amostras juntas e analisa os ranks, também chamados de postos, que representam uma classificação ordinal dos valores de ambos os grupos combinados, do menor para o maior, refletindo o ranqueamento relativo das observações originais, e não a magnitude das diferenças entre elas (McIntosh; SHARPE; LAWRIE, 2010). Posteriormente, os ranks são somados em separado para cada um dos dois grupos originais, produzindo as somas das classificações.

$$R_1 = \sum_{i \in \text{grupo 1}} R_i, \quad R_2 = \sum_{i \in \text{grupo 2}} R_i \quad (3.1)$$

A partir dessas somas, obtêm-se as estatísticas  $U_1$  e  $U_2$ , representando a diferença entre os grupos:

$$U_1 = R_1 - \frac{n_1(n_1 + 1)}{2}, \quad U_2 = R_2 - \frac{n_2(n_2 + 1)}{2} \quad (3.2)$$

Adota-se como hipótese nula ( $H_0$ ) que não há diferença significativa entre os grupos. Para amostras grandes,  $U$  pode ser padronizado em  $Z$  e comparado à distribuição normal:

$$Z = \frac{U - \mu_U}{\sigma_U}, \quad \mu_U = \frac{n_1 n_2}{2}, \quad \sigma_U^2 = \frac{n_1 n_2 (n_1 + n_2 + 1)}{12} \quad (3.3)$$

Se  $p \leq 0,05$ , rejeita-se  $H_0$ , indicando diferença estatística entre os grupos (MacFarland; YATES, 2016).

A análise dos ranks permite comparar a distribuição dos dados entre os dois grupos independentes, mesmo quando os dados não seguem uma distribuição normal (MacFarland; YATES, 2016). Sua flexibilidade e as suposições mínimas o tornam aplicável em pesquisas biomédicas, onde os dados costumam violar as suposições de testes paramétricos, em particular nas amostras pequenas ou com dados ordinais. O teste é robusto contra outliers e heterocedasticidade aumentada, ou seja, a variância dos resíduos do modelo de regressão não é constante e tende a aumentar à medida que a variável independente aumenta (TAI; DHALIWAL; BALASUBRAMANIAM, 2022).

O gráfico da distribuição teórica de  $U$  no teste Mann-Whitney representa a forma como os valores possíveis da estatística  $U$  seriam distribuídos caso não existisse diferença real entre os dois grupos comparados. A curva representa uma aproximação da distribuição de  $U$  por uma curva normal, com média e desvio padrão dependentes do tamanho da amostra em cada

conjunto de dados, mostrando quais valores de  $U$  são mais prováveis de ocorrer apenas no acaso, quando não existe efeito (HART, 2001). A linha curva indica uma distribuição normal, enquanto a linha vertical tracejada marca o valor de  $U$  efetivamente observado nos dados. Assim, o gráfico possibilita visualizar a raridade do resultado obtido. Se o  $U$  observado estiver em uma região menos provável da distribuição teórica, ou seja, nas extremidades da curva, reforça a hipótese de uma diferença significativa entre os grupos.

Com base nos valores de entropia, foram criados gráficos de dispersão com ajuste de regressão linear e curva de tendência não linear (LOWESS), que combinam a visualização de dados com a análise de tendências para cada grupo (CHONG; TREISMAN, 2003). Também foi realizada uma diferenciação por condição e por grupo, usando um gráfico de dispersão categórico com regressão linear, também chamado de Strip Plot com linha de tendência, que permite visualizar a tendência geral da relação entre variáveis contínuas e categóricas (Y. Wang et al., 2018).

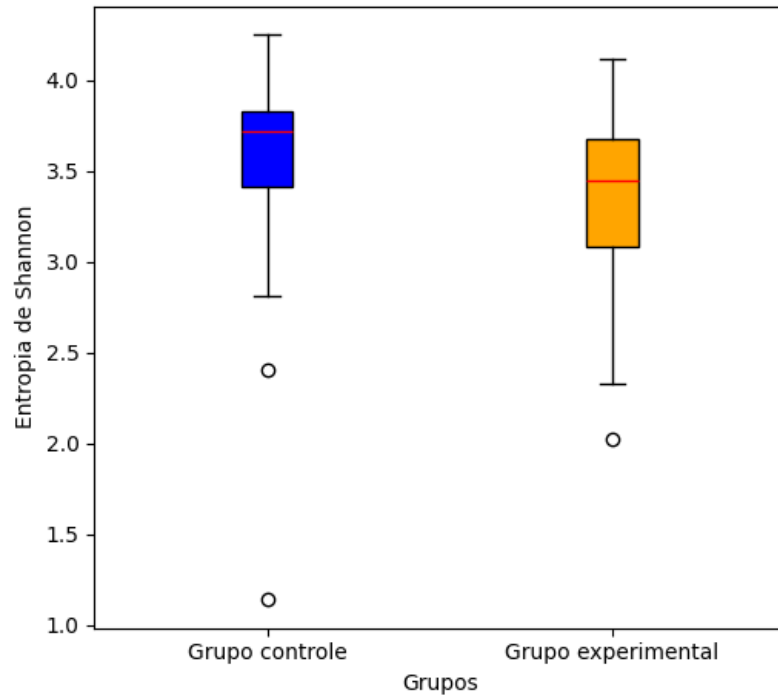
## 4 RESULTADOS

### 4.1 Análise Estatística com o Teste U de Mann–Whitney

Para realizar o método estatístico, ocorreu o agrupamento dos valores de SE durante as duas condições do protocolo. Dentro de cada grupo, para aplicação do teste U Mann-Whitney (McKnight; NAJAB, 2010), utilizando o software Jamovi 2.6 (2024). O resultado revelou uma diferença estatisticamente significativa, com  $p = 0,00993$ , pressupondo que as organizações da entropia não são equivalentes entre os grupos. O tamanho de efeito estimado foi de  $r \approx 0,305$ , interpretado de forma semelhante ao coeficiente de correlação de Pearson (WEISBURD et al., 2020), segundo critérios convencionais (pequeno  $\approx 0,1$ ; moderado  $\approx 0,3$ ; grande  $\approx 0,5$ ). O valor de  $r$  foi calculado a partir da estatística  $Z$  do teste,  $Z = 2,584$ , dividida pela raiz quadrada do tamanho total da amostra. Portanto, indica efeito moderado. Esse valor complementa o resultado de  $p$ , fornecendo percepções sobre a magnitude das diferenças, crucial para a interpretação da significância prática dos resultados (SULLIVAN; FEINN, 2012).

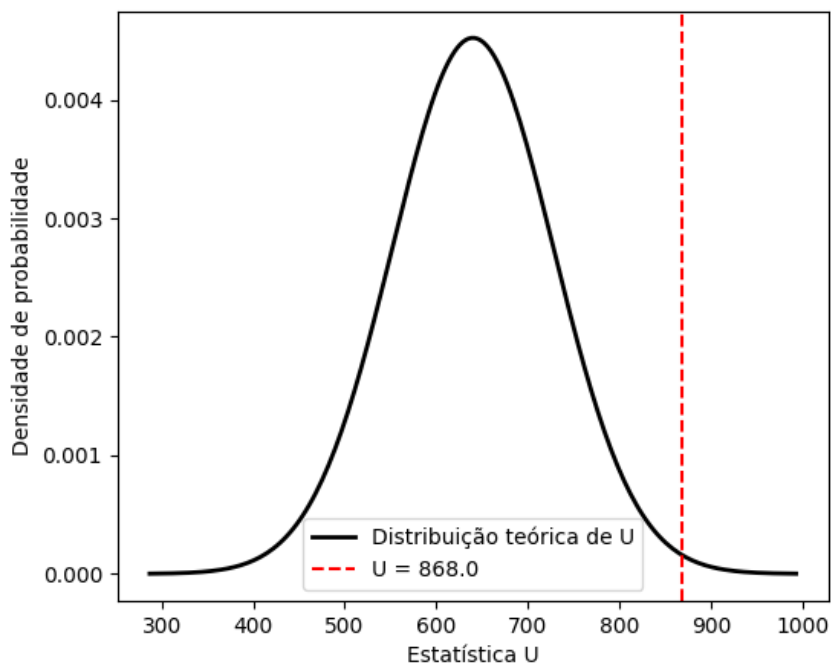
Ao conduzir uma análise gráfica por meio do diagrama de caixa na Figura 14, comparando os valores de SE entre os grupos, pode-se observar no grupo controle, com tendência central no valor de 3,72, maior em relação ao grupo experimental, com mediana de 3,44. Isso sugere um maior nível de complexidade (ARSAC, 2023). Há outliers baixos em ambos os grupos; contudo, não anulam a diferença de posição central, sustentando que as distribuições não são idênticas (MACASKILL, 2018). É possível sustentar que o grupo controle apresentou melhor adaptabilidade cognitiva perante o estímulo derivado do teste auditivo. O desvio padrão das cortes, 0,54 para o controle e 0,46 para o experimental, demonstra uma maior variação dos valores de SE entre os indivíduos do primeiro grupo. Os erros padrão de 0,85 e 0,82, respectivamente, conjunto controle e experimental, representam que em ambos os casos possuem estimativas próximas quanto ao valor da média da amostra representa a população (DAVIES, 1998).

Figura 14 – Distribuição dos valores da entropia de Shannon.



O gráfico da distribuição teórica de U no teste Mann-Whitney considera o valor de U observado para presumir a significância a partir da sua disposição no gráfico. No referido estudo, o valor de  $U = 868$  aparece deslocado à direita da média esperada, representado na Figura 15; esse deslocamento corresponde ao valor de Z, confirmando a diferença significativa entre os grupos.

Figura 15 – Representação gráfica da significância do valor de U.



## 4.2 Tendências entre Protocolos e Diagramas de Dispersão

O gráfico na Figura 16 apresenta a relação entre repouso e estímulo sonoro do grupo controle, a reta de regressão linear (OLS) apresenta coeficiente angular positivo, indicando que participantes com maior entropia em repouso tendem a manter valores mais altos também sob estímulo. A faixa de IC possui um alargamento nas extremidades, indicando maior incerteza onde há menos observações, e a curva de tendência não linear (LOWESS) corrobora essa relação monotônica crescente, com leve inflexão em torno da faixa de entropia de repouso média-alta. No grupo controle, a complexidade do ritmo cardíaco aparenta estar estável entre condições, sugerindo consistência autonômica. Para o grupo Experimental na Figura 17, a reta OLS, igualmente positiva, é mais rasa que no Controle, sugerindo uma relação mais fraca entre as duas condições do protocolo; a LOWESS revela não linearidade, com crescimento até uma faixa intermediária de valores de entropia de repouso, seguida de platô nos maiores valores, e o envelope de IC 95% é relativamente amplo, indicando maior variabilidade intragrupo. É possível avaliar que, no experimental, a resposta ao estímulo não cresce proporcionalmente ao nível de complexidade em repouso; a relação entre os protocolos é menos estável e pode apresentar saturação (VOLPES et al., 2022).

Figura 16 – Regressão linear do grupo controle.

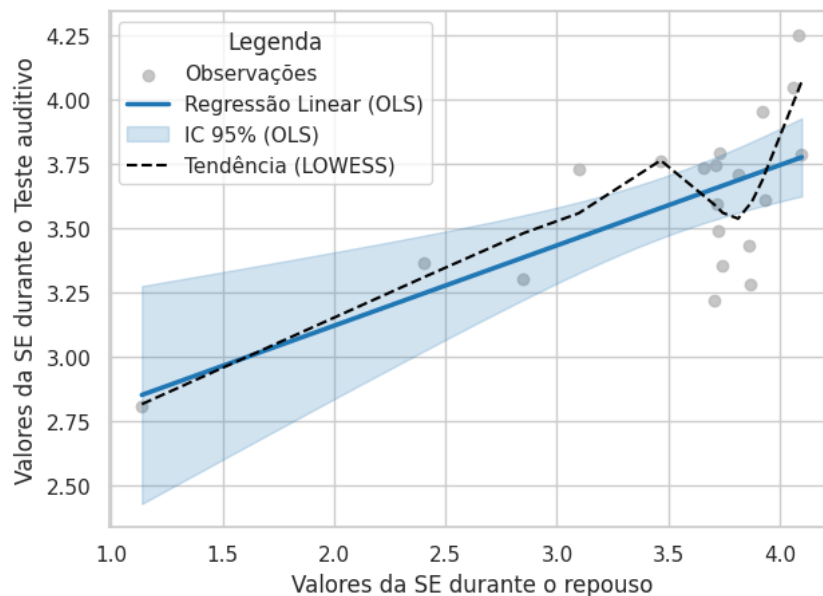
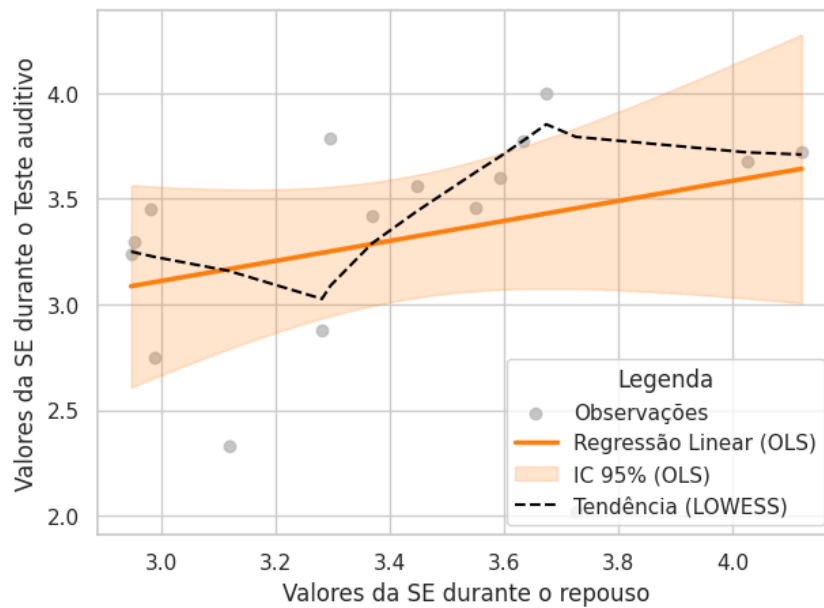
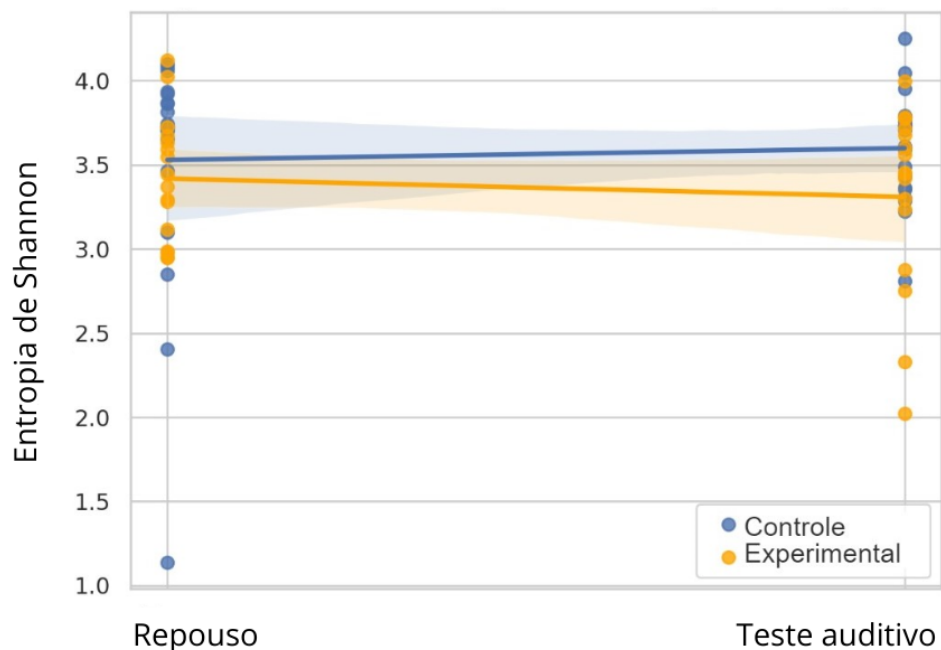


Figura 17 – Regressão linear do grupo experimental.



Na Figura 18, a linha de tendência no controle mostra pequeno aumento na entropia de repouso para estímulo, consistente com um ajuste fisiológico que produz uma manutenção e leve ganho de complexidade. No grupo experimental, a linha de tendência é descendente, indicando uma propensão à redução da entropia no estímulo em comparação ao repouso. Os intervalos de confiança de 95% das retas apresentam sobreposição, o que é esperado considerando o tamanho amostral obtido; contudo, o p global do teste U de Mann-Whitney (MacFarland; YATES, 2016) indica que, considerando o conjunto das observações, as distribuições diferem de forma significativa.

Figura 18 – Gráfico de dispersão categórico com regressão linear.

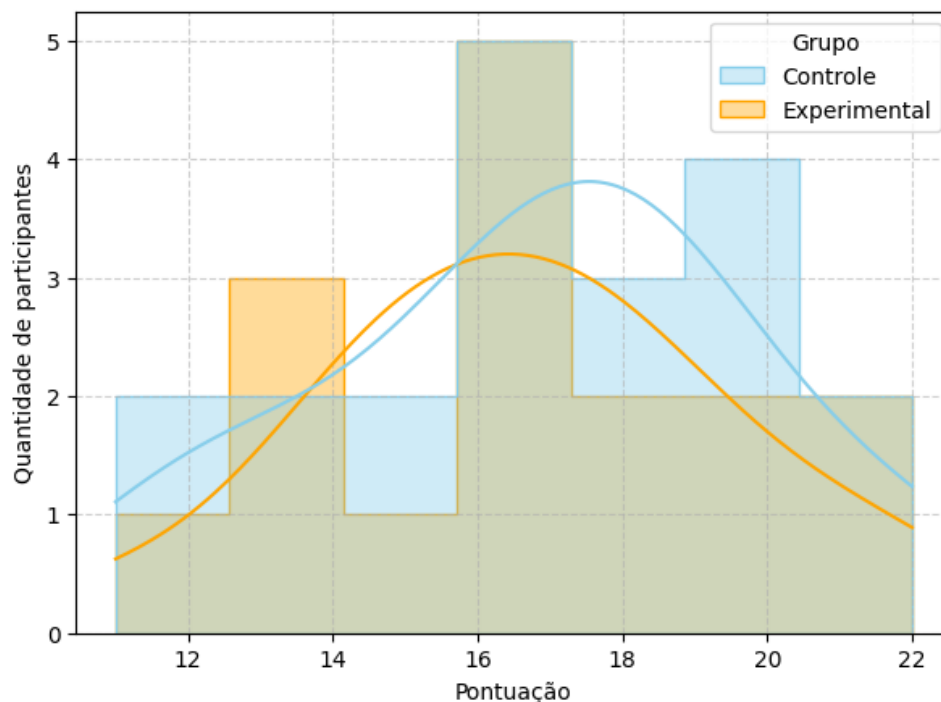


A combinação da elevação do controle e a redução do experimental no decorrer entre repouso e estímulo explica, de modo visual, o resultado do Mann-Whitney, mostrando que os grupos não apenas diferem entre si, mas respondem de forma oposta frente ao teste auditivo. Os gráficos sinalizam que há diferenças sistemáticas no comportamento da entropia entre os grupos, ou seja, não são equivalentes em termos da complexidade da VFC. Esse padrão sugere diferenças funcionais autônômica e destaca a SE como métrica sensível para capturar tais discrepâncias.

### 4.3 Resultados do Teste Auditivo

Todos os participantes realizaram o teste auditivo (RODRIGUES, 2024); entretanto, não apresentou diferença estatística. A média de acertos do grupo controle foi de 16,85 ou 13,25%, ficando próxima à do grupo dos motoristas, que apresentou 16,69 ou 12,27%. Com base no histograma da Figura 19, é possível observar a distribuição da quantidade de participantes em relação à pontuação recebida ao final da atividade realizada no protocolo. Ruídos externos à sala da coleta ou internos, que possam ter interferido durante o exame e o teste, não foram registrados.

Figura 19 – Histograma com densidade da pontuação do teste auditivo.



## 5 Discussão

A pesquisa teve o objetivo de examinar a complexidade da variabilidade da frequência cardíaca, empregando medição e análise pela Entropia de Shannon (SHANNON; WEAVER, 1949), em duas coortes independentes: um grupo de controle, composto por indivíduos adultos de idades variadas e ambos os sexos, e um grupo experimental, formado exclusivamente por profissionais, motoristas de veículos de grande porte, todos do sexo masculino, com idades e períodos de experiência profissional variados. Foi realizado um exame de ECG com duração total de nove minutos, divididos entre um segmento com o voluntário em repouso e posteriormente durante um teste auditivo (RODRIGUES, 2024). Os resultados revelam diferenças estatísticas significativas entre os dois agrupamentos de indivíduos. De modo geral, os representantes do grupo controle exibiram níveis elevados de entropia em comparação ao outro grupo. Além disso, os gráficos produzidos corroboram, demonstrando padrões distintos entre os conjuntos de pessoas. No controle, a correlação repouso-estímulo apresentou relativa estabilidade, com uma reta de regressão linear com inclinação ascendente, e confirmada pela curva de tendência LOWESS (C. B. F. Pantoni et al., 2014). Ainda que a regressão linear tenha gerado inclinação positiva no grupo experimental, sua magnitude foi menor, e a curva LOWESS evidenciou saturação e declínio em níveis elevados, presumindo que a resposta autonômica desses participantes não acompanha proporcionalmente os níveis de repouso. A complexidade da VFC é amplamente reconhecida como um marcador de saúde autonômica e integridade fisiológica, como evidenciado por Díaz Beltrán L et al. (2024). Discute-se que a perda de complexidade nos sistemas biológicos possui associação ao envelhecimento e a diversas condições patológicas, incluindo doenças cardiovasculares, diabete e disfunções do SNA (CALDERÓN-JUÁREZ et al., 2023). Diante desta perspectiva, os resultados gerados na pesquisa, menor entropia no grupo experimental, são capazes de serem interpretados como indicativos de menor capacidade adaptativa e resiliência fisiológica.

Entropia de Shannon, assim como Entropia Amostral (SampEn) e Entropia Aproximada (ApEn), é uma medida de complexidade que, aplicada à VFC, reflete o grau de imprevisibilidade e irregularidade da série temporal dos intervalos RR (SOLÍS-MONTUFAR; GÁLVEZ-COYT; MUÑOZ-DIOSDADO, 2020). Os valores mais altos são compreendidos como maior variabilidade e, portanto, possuem flexibilidade do SNA. Em compensação, valores reduzidos estão associados a padrões mais rígidos, com previsibilidade e potencial menos adaptativo do ponto de vista fisiológico. Os valores do grupo controle sugerem que seus indivíduos possuem um sistema autonômico mais flexível, com capacidade de se adaptar às demandas impostas pelo teste sonoro, em contraste com o experimental, com ausência de ganho de complexidade, o que pode indicar alterações no equilíbrio simpato-vagal e menor capacidade de adaptação a estímulos externos. Valores mais baixos de entropia demonstram um comportamento mais regular e previsível do

ritmo cardíaco (MEJÍA-MEJÍA et al., 2020). Mesmo que tal regularidade possa, numa primeira análise, parecer benéfica, na realidade revela um sistema autônomo com menor variabilidade e flexibilidade, como já dito. Em contrapartida, um sistema saudável é caracterizado por flutuações dinâmicas que permitem rápida adaptação a demandas externas, como estressores físicos ou ambientais (MACÊDO et al., 2021). No conjunto, os resultados indicam diferenças sistemáticas na modulação autonômica entre os grupos.

O processo empregado na coleta do sinal de eletrocardiograma de cada participante se alinhou com o período específico durante o qual a fase de repouso e avaliação auditiva foram conduzidas, considerando estudos como o de Castro et al. (2015)(CASTRO et al., 2015), que após cada nível de carga de trabalho, uma janela de sinal eletrofisiológico foi coletada. Os resultados obtidos, tornam viável propor a gravação do ECG previamente ao protocolo desenvolvido, bem como após a realização do estímulo sonoro, buscando assim ampliar o conjunto de dados e fornecer análises estatísticas rigorosas.

## 5.1 Estresse Ocupacional entre Motoristas de Transporte Coletivo

O grupo experimental nesta pesquisa foi composto por operadores de ônibus, desses 75% com tempo de serviço maior que dez anos, profissionais caracterizados amplamente na literatura acadêmica existente por apresentar grande exposição a altos níveis de estresse ocupacional (MOHSEN; HAKIM, 2019), atribuídos a longas jornadas de trabalho, responsabilidade com a segurança de passageiros, tráfego intenso, pressão por horários e exposição contínua persistente ao ruído ambiental. Variáveis como idade, experiência e condições psicossociais são essenciais para a compreensão da relação entre estresse no trabalho e segurança no trânsito entre operadores de transporte público (USECHE et al., 2018). Pesquisas assumem que motoristas de transporte coletivo possuem maior risco de desenvolver doenças cardiovasculares, distúrbios do sono, hipertensão e alterações no SNA, se comparados a profissionais de outras áreas (TAKLIKAR, 2019)(GOLINKO et al., 2020). Entre os voluntários, 38% declaram que possuíam dificuldade de ouvir sons do cotidiano; em relação a zumbidos ou chiados no aparelho auditivo, 44% afirmaram ter sentido de modo casual ou frequente. A diminuição da entropia observada nos motoristas no presente estudo pode ser relacionada à condição característica desta atividade laboral. Desta forma, os resultados sugerem que os motoristas apresentam rigidez autonômica decorrente do acúmulo de estressores ocupacionais, o que, portanto, compromete a flexibilidade fisiológica necessária para lidar com atividades cognitivas, como o teste auditivo aplicado.

O estímulo sonoro utilizado compreendeu ouvir uma sequência de três números, de zero a nove, com um ruído cujo volume aumentou durante o teste, e repeti-la. Tarefa que exige atenção sustentada, memória de trabalho e processamento auditivo rápido. O estresse prolongado pode afetar significativamente o sistema nervoso autônomo, especialmente por meio da ativação

persistente do eixo hipotálamo-hipófise-adrenal (HPA) e do aumento da atividade do sistema nervoso simpático. Essa ativação crônica leva à hiperatividade simpática, ao mesmo tempo em que inibe o tônus vagal, contribuindo coletivamente para estados fisiológicos e psicológicos alterados. Diferenças individuais no controle vagal podem impactar as respostas ao estresse, sendo a alta atividade vagal tônica associada a um melhor gerenciamento do estresse e às capacidades de regulação emocional (SPANGLER et al., 2018). Além disso, esse desequilíbrio autonômico pode ter implicações mais amplas para as medidas de entropia em sistemas biológicos. A SE quantifica a desordem ou incerteza dentro de um sistema e pode ser influenciada por alterações na atividade vagal e no fluxo simpático. Por exemplo, a diminuição do tônus vagal resultante de estresse crônico pode se correlacionar com menor entropia de Shannon, indicando menor variabilidade e adaptabilidade das respostas fisiológicas (MARCA et al., 2011). Compreender a ligação entre a inibição vagal e as alterações na entropia pode fornecer novas perspectivas sobre como o estresse prolongado altera os estados fisiológicos, marcando uma mudança em direção à estabilidade na dinâmica do sistema ao custo de menor flexibilidade e adaptabilidade. No grupo controle, os resultados assumem que a tarefa foi assimilada de forma adaptativa, com manutenção ou leve incremento da entropia, indicando uma resposta flexível do SNA à demanda; o oposto ocorre no grupo experimental, o desafio auditivo-cognitivo atuou como um estressor adicional sobre um sistema afetado rotineiramente pelo estresse. Esse padrão reflete que indivíduos submetidos a maior carga mental apresentam redução da VFC e da entropia, revelando menor eficiência na adaptação autonômica (SHANMUGAVARADHARAJAN et al., ). Nos motoristas, em particular, tarefas cognitivas adicionais podem sobrecarregar ainda mais um sistema comprometido, aumentando o risco de fadiga e reduzindo o desempenho. De forma semelhante, pacientes com insuficiência cardíaca apresentam entropia reduzida, ilustrando a associação entre menor complexidade e comprometimento da saúde cardiovascular (LEE; CHOI, ). Os resultados obtidos sugerem que os indivíduos do grupo experimental possuem padrões autonômicos semelhantes aos descritos em condições de estresse ou doença, mesmo em uma tarefa auditiva simples. A profissão de motoristas impõe uma carga significativa sobre o sistema autonômico, diminuindo sua complexidade funcional.

## 5.2 Limitações do Estudo

Embora a relevância dos resultados seja evidente, algumas limitações devem ser consideradas. O tamanho amostral, ainda que adequado para análises não paramétricas, com o número de participantes, 20 no grupo controle e 16 no experimental, é relativamente pequeno, podendo reduzir o poder estatístico e limitar a generalização dos achados. Ao avaliar a variabilidade individual, nota-se a presença de outliers indicando que há considerável heterogeneidade intragrupo, podendo refletir diferenças particulares não controladas, como nível de condicionamento físico, estado emocional ou fatores ambientais.

Este estudo busca focar na SE com métrica principal de medida de complexidade

aplicada na VFC, não obstante, seja comum empregar outras medidas não lineares, como entropia aproximada, entropia de amostra ou análise multifractal, como desenvolvido em Zamora-Justo et al. (2025)(ZAMORA-JUSTO et al., 2025). Apresentar e correlacionar outros valores complementares de entropia pode ser explorado em trabalhos posteriores.

O teste sonoro (RODRIGUES, 2024), ainda que tenha sido eficaz em provocar respostas autonômicas diferenciadas, usa como base para o estímulo um ruído simulado de veículo automotor de grande porte. É importante considerar a ocorrência de adaptação neural nos indivíduos do grupo experimental, reduzindo gradualmente uma resposta a um estímulo repetitivo e constante. A habituação representa um processo neurobiológico primordial da adaptação sensorial, por meio do qual a resposta comportamental e autonômica a um estímulo ambiental recorrente e não aversivo diminui de forma gradual. O processo não é passivo. Regiões neurais complexas são ativadas para filtrar o som; o tálamo age estabelecendo significância aos estímulos para redirecionamento ao córtex pré-frontal, que realiza o processamento consciente (KOYAMA et al., 1966). Com a repetição, um determinado ruído passa a ser desmerecido. Contudo, a adaptação perceptual não implica na atenuação dos efeitos fisiológicos negativos implícitos, como elevações na pressão arterial, que podem persistir de forma mal adaptativa.

Quando empregados como fatores de mensuração, os dados qualitativos adquiridos com base no questionário de autoavaliação de saúde, tanto cardiovascular quanto auditiva e de cotidiano laboral (Apêndice A), não mostraram relevância para fortalecer os resultados estatísticos obtidos, baseados nos ECGs de curta período coletados, embora tenha sido observado que 81% dos participantes da categoria experimental apresentem diagnósticos de hipertensão arterial; diabetes; colesterol alto ou doenças cardíacas, como arritmia ou infarto, e 44% façam uso de medicamentos controlados, condições que são associadas à redução da capacidade do coração de se adaptar a diferentes situações, resultando em uma VFC mais baixa (FANG; WU; TSAI, 2020). A posteriori, considerar-se a realização do procedimento de ECG por um período superior ou, como citado, realizar o procedimento de coleta do sinal fisiológico em momentos e focos distintos.

## 6 Conclusão

Este trabalho buscou compreender as diferenças na complexidade da VFC, medida pela SE, entre dois grupos desiguais de participantes. Foi realizada uma análise de ECG em duas condições: repouso e estímulo sonoro, este feito a partir de um teste auditivo. Os resultados obtidos de entropia reduzida nos motoristas sinalizam maior rigidez autonômica, menor adaptabilidade e potencial vulnerabilidade a situações de estresse, indicando que esses profissionais possuem menor capacidade de adaptação a demandas externas e maior propensão a desenvolver condições de saúde adversas. A investigação estatística realizada confirmou que tais diferenças não se devem ao acaso, mas refletem um padrão robusto, com efeito de magnitude moderado. O estudo aponta a relação da SE como métrica sensível na avaliação da complexidade dos intervalos RR.

Diferente de medidas clássicas da VFC, que podem capturar apenas parte da dinâmica fisiológica, a entropia oferece uma perspectiva abrangente da irregularidade e imprevisibilidade inerente ao ritmo cardíaco. Relevante em contextos nos quais se busca compreender o impacto de estímulos sensoriais aplicados a populações com tendências ao estresse crônico, como no caso de trabalhadores do transporte coletivo. A principal conclusão deste estudo é que a atividade ocupacional exerce influência significativa sobre o funcionamento autonômico, sendo capaz de reduzir a complexidade fisiológica e, por consequência, a resiliência adaptativa dos indivíduos.

### 6.1 Trabalhos Futuros

Como trabalhos futuros, é tida em vista a ampliação amostral do número de participantes. O uso de múltiplas métricas de complexidade, embora a SE tenha se mostrado eficaz, pode incorporar outras medidas de entropia e índices não lineares, permitindo uma caracterização mais abrangente da VFC. A aplicação de protocolos experimentais diversificados, somados ao estímulo auditivo, possibilita testes cognitivos com diferentes tipos de estressores. Proceder um monitoramento cardíaco prolongado, se possível durante um período da jornada de trabalho, com equipamento de monitoramento e aquisição de ECG vestíveis, oferece uma visão realista do impacto da rotina no sistema cardiovascular. Além comparar motoristas com outras diferentes categorias profissionais expostas a diferentes níveis de estresse ocupacional permite uma compreensão de cada atividade com VFC.

# Referências

- ADAMS, D. J.; ASHTON, J. L.; MONTGOMERY, J. M. Chapter 33 - cardiac vagal ganglia. In: BIAGGIONI, I. et al. (Ed.). *Primer on the Autonomic Nervous System (Fourth Edition)*. Academic Press, 2023. p. 193–198. ISBN 978-0-323-85492-4. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323854924000557>>. Citado na página 8.
- ARSAC, L. M. Entropy-based multifractal testing of heart rate variability during cognitive-autonomic interplay. v. 25, n. 9, 2023. ISSN 1099-4300. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 25.
- AZIZ, W. et al. Classification of heart rate signals of healthy and pathological subjects using threshold based symbolic entropy. *Acta Biologica Hungarica*, v. 65, n. 3, p. 252 – 264, 2014. Disponível em: <<https://akjournals.com/view/journals/018/65/3/article-p252.xml>>. Citado na página 6.
- BILLMAN, G. E. Heart rate variability – a historical perspective. volume 2 - 2011, 2011. ISSN 1664-042X. Disponível em: <<https://www.frontiersin.org/journals/physiology/articles/10.3389/fphys.2011.00086>>. Citado na página 12.
- BRINDLEY, R. L. et al. Serotonin and serotonin transporters in the adrenal medulla: A potential hub for modulation of the sympathetic stress response. v. 8, n. 5, p. 943–954, 2017. ISSN 1948-7193. Citado na página 8.
- BURR, R. L.; COWAN, M. J. Autoregressive spectral models of heart rate variability. practical issues. v. 25 Suppl, p. 224–233, 1992. ISSN 0022-0736. Citado na página 12.
- C. B. F. Pantoni et al. Relationship between entropy and symbolic analysis indices of heart rate variability in patients with coronary artery disease with and without diabetes mellitus. In: *2014 8th Conference of the European Study Group on Cardiovascular Oscillations (ESGCO)*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 37–38. Citado 2 vezes nas páginas 5 e 30.
- CALDERÓN-JUÁREZ, M. et al. Revisiting nonlinearity of heart rate variability in healthy aging. v. 13, n. 1, p. 13185, 2023. ISSN 2045-2322. Citado na página 30.
- CASTRO, A. et al. Analysis of the electromechanical activity of the heart from synchronized ECG and PCG signals of subjects under stress. v. 0BIOSTEC, p. 49–56, 2015. Citado na página 31.
- CHEN, C. et al. Complexity change in cardiovascular disease. v. 13, n. 10, p. 1320–1328, 2017. ISSN 1449-2288. Citado na página 22.
- CHEN, S.-W.; CHEN, H.-C.; CHAN, H.-L. A real-time QRS detection method based on moving-averaging incorporating with wavelet denoising. v. 82, n. 3, p. 187–195, 2006. ISSN 0169-2607. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169260705002592>>. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 21.
- CHONG, S. C.; TREISMAN, A. Representation of statistical properties. v. 43, n. 4, p. 393–404, 2003. ISSN 0042-6989. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0042698902005965>>. Citado na página 24.

- COON, E. *Visão geral do sistema nervoso autônomo*. Manual MSD, 2025. Disponível em: <<https://www.msdmanuals.com/pt/profissional/distúrbios-neurológicos/sistema-nervoso-autônomo/visão-geral-do-sistema-nervoso-autônomo>>. Citado na página 7.
- DAVIES, H. T. Describing and estimating: use and abuse of standard deviations and standard errors. v. 59, n. 4, p. 327–328, 1998. ISSN 1462-3935. Citado na página 25.
- DELORME, A.; MAKEIG, S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. v. 134, n. 1, p. 9–21, 2004. ISSN 0165-0270. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0165027003003479>>. Citado na página 20.
- ECG LIBRARY. *Normal adult 12-lead ECG*. 1995–2017. Website: <<https://ecglibrary.com/norm.php>>. Accessed: 2025-08-31. Citado na página 11.
- ERNST, G. Heart-rate variability—more than heart beats? Volume 5 - 2017, 2017. ISSN 2296-2565. Disponível em: <<https://www.frontiersin.org/journals/public-health/articles/10.3389/fpubh.2017.00240>>. Citado na página 12.
- FANG, S.-C.; WU, Y.-L.; TSAI, P.-S. Heart rate variability and risk of all-cause death and cardiovascular events in patients with cardiovascular disease: A meta-analysis of cohort studies. v. 22, n. 1, p. 45–56, 2020. ISSN 1552-4175 1099-8004. Citado na página 33.
- FATISSON, J.; OSWALD, V.; LALONDE, F. Influence diagram of physiological and environmental factors affecting heart rate variability: An extended literature overview. v. 11, n. 1, p. heartint.5000232, 2016. ISSN 1826-1868. Disponível em: <<https://doi.org/10.5301/heartint.5000232>>. Citado na página 12.
- FLETCHER, J. L. Temporary-Threshold-Shift Recovery from Impulse and Steady-State Noise Exposure. *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 47, n. 1A\_Supplement, p. 85–85, jan. 1970. ISSN 0001-4966. Disponível em: <<https://doi.org/10.1121/1.1974764>>. Citado na página 15.
- GOLINKO, V. et al. Assessment of the risks of occupational diseases of the passenger bus drivers. v. 11, n. 4, p. 543–549, 2020. ISSN 2093-7911 2093-7997. Citado na página 31.
- GORDAN, R.; GWATHMEY, J. K.; XIE, L.-H. Autonomic and endocrine control of cardiovascular function. v. 7, n. 4, p. 204–214, 2015. ISSN 1949-8462. Citado na página 8.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. *Textbook of Medical Physiology*. 11. ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2006. ISBN 978-0721602400. Citado na página 9.
- HALL, J. E. *Tratado de Fisiologia Médica*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. Recurso eletrônico; Tradução de: Textbook of Medical Physiology; Tradução Alcides Marinho Junior ... et al.; Formato: Flash; Requisitos do sistema: Adobe Flash Player; Modo de acesso: World Wide Web. ISBN 978-85-352-4980-4. Citado na página 10.
- HAMITER MICKIE. Considerações gerais sobre o ouvido interno. v. 2023, 2023. Disponível em: <<https://www.msdmanuals.com/pt/casa/distúrbios-do-ouvido-nariz-e-garganta/distúrbios-do-ouvido-interno/considerações-gerais-sobre-o-ouvido-interno>>. Citado na página 14.

HART, A. Mann-whitney test is not just a test of medians: differences in spread can be important. v. 323, n. 7309, p. 391, 2001. Disponível em: <<https://www.bmj.com/content/323/7309/391.abstract>>. Citado na página 24.

KAREMAKER, J. M. An introduction into autonomic nervous function. v. 38, n. 5, p. R89–R118, 2017. ISSN 1361-6579 0967-3334. Citado 2 vezes nas páginas 6 e 7.

KOYAMA, Y. et al. XCII auditory habituation and autonomic centers. v. 75, n. 4, p. 1088–1101, 1966. ISSN 0003-4894. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177/000348946607500418>>. Citado na página 33.

LALANDE, N. M.; HETU, R. Recovery of the acoustic reflex response as function of noise exposure and quiet interval. *Canadian Acoustics*, v. 10, n. 2, p. 19–28, 1982. Disponível em: <<https://jcaa.caa-aca.ca/index.php/jcaa/article/download/482/150>>. Citado na página 15.

LAMM, K. et al. Inner ear damage caused by leisure noise and broadband noise: An experimental study on initial and permanent functional and morphological damage. *HNO*, v. 52, n. 4, p. 301–310, 2004. ISSN 0017-6192. Citado na página 15.

LEE, D.-Y.; CHOI, Y.-S. Multiscale distribution entropy analysis of short-term heart rate variability. v. 20, n. 12. ISSN 1099-4300. Citado na página 32.

LORRAN, M.; FARIA, G.; COTA, V. R. Detecção automática da onda r do ECG por limiar e transformada de wavelet discreta: Um comparativo do cálculo da frequência cardíaca. In: *Anais do 14º Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente*. Galoa, 2019. Disponível em: <<https://lens.org/084-840-904-238-468>>. Citado na página 21.

MACASKILL, P. Standard deviation and standard error: interpretation, usage and reporting. v. 208, n. 2, p. 63–64, 2018. ISSN 0025-729X. Disponível em: <<https://doi.org/10.5694/mja17.00633>>. Citado na página 25.

MacFarland, T. W.; YATES, J. M. Mann–whitney u test. In: MacFarland, T. W.; YATES, J. M. (Ed.). *Introduction to Nonparametric Statistics for the Biological Sciences Using R*. Springer International Publishing, 2016. p. 103–132. ISBN 978-3-319-30634-6. Disponível em: <[https://doi.org/10.1007/978-3-319-30634-6\\_4](https://doi.org/10.1007/978-3-319-30634-6_4)>. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 28.

MACÊDO, S. R. D. et al. Modulação autonômica cardíaca é fator chave para pressão alta em adolescentes. v. 117, n. 4, p. 648–654, 2021. ISSN 0066-782X. Disponível em: <<https://abccardiol.org/article/modulacao-autonomica-cardiaca-e-fator-chave-para-pressao-alta-em-adolescentes/>>. Citado na página 31.

MAGALHÃES, D. A. d.; FILHO, J. d. P. A. Por que é mais difícil escutar os sons graves do que os sons médios e agudos? *Caderno Brasileiro de Ensino de Física*, v. 34, n. 1, p. 331–338, 2017. Accessed: 2025-09-02. Disponível em: <<https://periodicos.ufsc.br/index.php/fisica/article/view/2175-7941.2017v34n1p331>>. Citado na página 14.

MARCA, R. L. et al. Association between cold face test-induced vagal inhibition and cortisol response to acute stress. v. 48, n. 3, p. 420–429, 2011. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1469-8986.2010.01078.x>>. Citado na página 32.

MASSARO, S.; PECCHIA, L. Heart rate variability (HRV) analysis: A methodology for organizational neuroscience. v. 22, n. 1, p. 354–393, 2019. ISSN 1094-4281. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177/1094428116681072>>. Citado na página 7.

McIntosh, A. M.; SHARPE, M.; LAWRIE, S. M. 9 - research methods, statistics and evidence-based practice. In: JOHNSTONE, E. C. et al. (Ed.). *Companion to Psychiatric Studies (Eighth Edition)*. Churchill Livingstone, 2010. p. 157–198. ISBN 978-0-7020-3137-3. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780702031373000097>>. Citado na página 23.

McKnight, P. E.; NAJAB, J. Mann-whitney u test. In: *The Corsini Encyclopedia of Psychology*. [s.n.], 2010. p. 1–1. ISBN 9780470479216. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/9780470479216.corpsy0524>>. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 25.

MEJÍA-MEJÍA, E. et al. Pulse rate variability in cardiovascular health: a review on its applications and relationship with heart rate variability. v. 41, n. 7, p. 07TR01, 2020. ISSN 1361-6579 0967-3334. Citado na página 31.

MELO, E. M. *ACOPLAMENTO DINÂMICO ENTRE OS SISTEMAS NERVOSO CENTRAL E AUTÔNOMICO CARDÍACO EM PACIENTES COM EPILEPSIA REFRAATÁRIA*. Masters Thesis, 2019. Citado na página 18.

MIRVIS, D. M. et al. *Braunwald E, editors. Braunwald's heart disease: a textbook of cardiovascular medicine*. [S.l.]: Elsevier Saunders, 2015. Citado na página 10.

MOHSEN, A.; HAKIM, S. Workplace stress and its relation to cardiovascular disease risk factors among bus drivers in egypt. v. 25, n. 12, p. 878–886, 2019. ISSN 1687-1634 1020-3397. Citado na página 31.

NATARAJAN, N.; BATTS, S.; STANKOVIC, K. M. Noise-induced hearing loss. *Journal of Clinical Medicine*, v. 12, n. 6, 2023. ISSN 2077-0383. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/2077-0383/12/6/2347>>. Citado na página 15.

OKUTUCU, S.; OTO, A. Fundamentals of ECG. In: OKUTUCU, S.; OTO, A. (Ed.). *Interpreting ECGs in Clinical Practice*. Springer International Publishing, 2018. p. 1–18. ISBN 978-3-319-90557-0. Disponível em: <[https://doi.org/10.1007/978-3-319-90557-0\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-319-90557-0_1)>. Citado na página 10.

PAUL, A.; JACOB, J. R. Electrocardiographic lead reversals. v. 23, n. 6, p. 205–213, 2023. ISSN 0972-6292. Citado na página 18.

PAVELKA, M.; ROTH, J. Cardiac muscle. In: PAVELKA, M.; ROTH, J. (Ed.). *Functional Ultrastructure: Atlas of Tissue Biology and Pathology*. Springer Vienna, 2015. p. 350–351. ISBN 978-3-7091-1830-6. Disponível em: <[https://doi.org/10.1007/978-3-7091-1830-6\\_27](https://doi.org/10.1007/978-3-7091-1830-6_27)>. Citado na página 8.

PELLICER, R.; ABD-ELSAIED, A. 680heart conduction system. In: ABD-ELSAIED, A.; ABD-ELSAIED, A. (Ed.). *Basic Anesthesia Review*. Oxford University Press, 2024. p. 0. ISBN 9780197584569. Disponível em: <<https://doi.org/10.1093/med/9780197584569.003.0281>>. Citado na página 9.

PICHOT, V. et al. HRVanalysis: A free software for analyzing cardiac autonomic activity. v. 7, p. 557, 2016. ISSN 1664-042X. Citado na página 21.

PUMPRLA, J. et al. Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications. v. 84, n. 1, p. 1–14, 2002. ISSN 0167-5273. Disponível em: <[https://doi.org/10.1016/S0167-5273\(02\)00057-8](https://doi.org/10.1016/S0167-5273(02)00057-8)>. Citado na página 8.

REJA, M. I.; MURTUZA, M. D. G.; ROY, R. Combinações de diferentes janelas fir para remoção de ruído de linha de base e de linha de energia do eletrocardiograma. *Modern Applied Science*, v. 12, n. 9, p. 119, August 20 2018. Citado na página 20.

RODRIGUES, M. T. Trabalho de Curso, *Desenvolvimento e teste de um software simulador de perda auditiva*. Belém: [s.n.], 2024. 54 p. <<https://bdm.ufpa.br/handle/prefix/7627>>. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Elétrica e Biomédica) – Faculdade de Engenharia Elétrica e Biomédica, Instituto de Tecnologia, Universidade Federal do Pará, Belém. Citado 4 vezes nas páginas 17, 29, 30 e 33.

RÜDIGER, H.; KLINGHAMMER, L.; SCHEUCH, K. The trigonometric regressive spectral analysis—a method for mapping of beat-to-beat recorded cardiovascular parameters on to frequency domain in comparison with fourier transformation. v. 58, n. 1, p. 1–15, 1998. ISSN 0169-2607. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169260798000704>>. Citado na página 12.

SAHOO, P. K. On generalized shannon functional inequality and its applications. In: \_\_\_\_\_. *Survey on Classical Inequalities*. Dordrecht: Springer Netherlands, 2000. p. 203–224. ISBN 978-94-011-4339-4. Disponível em: <[https://doi.org/10.1007/978-94-011-4339-4\\_7](https://doi.org/10.1007/978-94-011-4339-4_7)>. Citado na página 5.

SAMMITO, S.; THIELMANN, B.; BÖCKELMANN, I. Update: factors influencing heart rate variability—a narrative review. Volume 15 - 2024, 2024. ISSN 1664-042X. Disponível em: <<https://www.frontiersin.org/journals/physiology/articles/10.3389/fphys.2024.1430458>>. Citado na página 13.

SAMMITO, S. et al. Guideline for the application of heart rate and heart rate variability in occupational medicine and occupational health science. v. 19, n. 1, p. 15, 2024. ISSN 1745-6673. Disponível em: <<https://doi.org/10.1186/s12995-024-00414-9>>. Citado na página 12.

SHANMUGAVARADHARAJAN, V. et al. Autonomic changes associated with clinical depression as assessed by short-term heart rate variability (HRV): A comparative study. p. 02537176241265490. ISSN 0253-7176 0975-1564. Citado na página 32.

SHANNON, C. E.; WEAVER, W. The mathematical theory of information (urbana, IL. 1949. Citado 3 vezes nas páginas 4, 22 e 30.

SOLÍS-MONTUFAR, E. E.; GÁLVEZ-COYT, G.; MUÑOZ-DIOSDADO, A. Entropy analysis of RR-time series from stress tests. v. 11, p. 981, 2020. ISSN 1664-042X. Citado na página 30.

SORIA-MEDINA, S.; PEÑALOZA-MENDOZA, G.; CAMPOS-HERNÁNDEZ, A. Construcción de un monitor cardiaco de 3 derivaciones con fines didácticos. *Pädi Boletín Científico de Ciencias Básicas e Ingenierías del ICBI*, v. 11, p. 104–109, 11 2023. Citado na página 11.

SPANGLER, D. P. et al. Intra-individual variability in vagal control is associated with response inhibition under stress. Volume 12 - 2018, 2018. ISSN 1662-5161. Disponível em: <<https://www.frontiersin.org/journals/human-neuroscience/articles/10.3389/fnhum.2018.00475>>. Citado na página 32.

- STEIN, P. K. et al. Traditional and nonlinear heart rate variability are each independently associated with mortality after myocardial infarction. v. 16, n. 1, p. 13–20, 2005. ISSN 1045-3873. Citado na página 13.
- STERNINI, C. Organization of the peripheral nervous system: autonomic and sensory ganglia. v. 2, n. 1, p. 1–7, 1997. ISSN 1087-0024. Citado na página 6.
- SULLIVAN, G. M.; FEINN, R. Using effect size-or why the p value is not enough. v. 4, n. 3, p. 279–282, 2012. ISSN 1949-8349 1949-8357. Citado na página 25.
- SURAWICZ, B.; KNILANS, T.; CHOU, T. C. *Chou's electrocardiography in clinical practice: adult and pediatric*. [S.l.: s.n.], 2008. Citado 2 vezes nas páginas 10 e 11.
- TAI, K. Y.; DHALIWAL, J.; BALASUBRAMANIAM, V. Leveraging mann–whitney u test on large-scale genetic variation data for analysing malaria genetic markers. v. 21, n. 1, p. 79, 2022. ISSN 1475-2875. Disponível em: <<https://doi.org/10.1186/s12936-022-04104-x>>. Citado na página 23.
- TAKLIKAR, C. Occupational stress and its associated health disorders. 2019. Citado na página 31.
- THARION, E. et al. Influence of deep breathing exercise on spontaneous respiratory rate and heart rate variability: a randomised controlled trial in healthy subjects. v. 56, n. 1, p. 80–87, 2012. ISSN 0019-5499. Citado na página 17.
- USECHE, S. A. et al. Working conditions, job strain, and traffic safety among three groups of public transport drivers. v. 9, n. 4, p. 454–461, 2018. ISSN 2093-7911 2093-7997. Citado na página 31.
- VOLPES, G. et al. Feasibility of ultra-short-term analysis of heart rate and systolic arterial pressure variability at rest and during stress via time-domain and entropy-based measures. v. 22, n. 23, 2022. ISSN 1424-8220. Citado na página 27.
- WALL, E. E. van der; GILST, W. H. van. Neurocardiology: close interaction between heart and brain. v. 21, n. 2, p. 51–52, 2013. ISSN 1876-6250. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s12471-012-0369-4>>. Citado na página 8.
- WEINHAUS, A. J.; ROBERTS, K. P. Anatomy of the human heart. In: IAIZZO, P. A. (Ed.). *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices*. Humana Press, 2009. p. 59–85. ISBN 978-1-60327-372-5. Disponível em: <[https://doi.org/10.1007/978-1-60327-372-5\\_5](https://doi.org/10.1007/978-1-60327-372-5_5)>. Citado na página 8.
- WEISBURD, D. et al. Measuring association for scaled data: Pearson's correlation coefficient. In: WEISBURD, D. et al. (Ed.). *Basic Statistics in Criminology and Criminal Justice*. Springer International Publishing, 2020. p. 479–530. ISBN 978-3-030-47967-1. Disponível em: <[https://doi.org/10.1007/978-3-030-47967-1\\_14](https://doi.org/10.1007/978-3-030-47967-1_14)>. Citado na página 25.
- Y. Wang et al. Line graph or scatter plot? automatic selection of methods for visualizing trends in time series. v. 24, n. 2, p. 1141–1154, 2018. ISSN 1941-0506. Citado na página 24.
- YAO, W. et al. Shannon entropy and quantitative time irreversibility for different and even contradictory aspects of complex systems. v. 116, n. 1, 2020. ISSN 0003-6951. Citado na página 4.

---

ZAMORA-JUSTO, J. A. et al. Utility of nonlinear analysis of heart rate variability in early detection of metabolic syndrome. v. 16, p. 1597314, 2025. ISSN 1664-042X. Citado na página 33.

# Apêndices

# APÊNDICE A – QUESTIONÁRIOS DE AUTO-AVALIAÇÃO DE SAÚDE E USO DE EPI



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ  
INSTITUTO DE TECNOLOGIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E BIOMÉDICA

**Questionário para Coleta de Dados**

INFORMAÇÕES PESSOAIS		
Nome completo:		
Código:	Data de nascimento:	Sexo: <input type="checkbox"/> F <input type="checkbox"/> M <input type="checkbox"/> Outros
INFORMAÇÕES SOBRE A SAÚDE		
1) Já foi diagnosticado com algum dos seguintes diagnósticos? <input type="checkbox"/> Hipertensão arterial (Pressão Alta) / <input type="checkbox"/> Diabetes / <input type="checkbox"/> Colesterol alto <input type="checkbox"/> Doenças cardíaca (ex.: arritmia, infarto) / <input type="checkbox"/> Nenhuma		
2) Está tomando algum medicamento controlado atualmente? <input type="checkbox"/> Sim (liste) _____ <input type="checkbox"/> Não		
3) Você já teve algum resultado anormal em exame cardíaco (Eletrocardiograma ou outros)? <input type="checkbox"/> Sim / <input type="checkbox"/> Não / <input type="checkbox"/> Não sei		
4) Com que frequência você consome bebida alcoólicas? <input type="checkbox"/> Diariamente / <input type="checkbox"/> Semanalmente / <input type="checkbox"/> Ocasionalmente / <input type="checkbox"/> Nunca		
5) Com que frequência você pratica atividade física (ex.: caminhada, esporte)? <input type="checkbox"/> Diariamente / <input type="checkbox"/> 3-4 vezes na semana / <input type="checkbox"/> Raramente ou nunca		
6) Como descrevia sua alimentação habitual? <input type="checkbox"/> Balanceada (frutas, vegetais, proteínas) / <input type="checkbox"/> Ricas em alimentos processados-fast food <input type="checkbox"/> Refeições irregulares		
7) Apresentou algum dos seguintes sintomas nos últimos 6 meses? <input type="checkbox"/> Dor ou Desconforto no peito / <input type="checkbox"/> Falta de ar / <input type="checkbox"/> Tontura ou Desmaio <input type="checkbox"/> Palpitações (Batimentos cardíacos irregulares) / <input type="checkbox"/> Nenhum		
8) Você se sente fatigado mesmo após descansar? <input type="checkbox"/> Sim / <input type="checkbox"/> Não		
9) Algum familiar próximo (pais/irmãos) teve: <input type="checkbox"/> Doenças cardíacas (antes dos 55 anos) / <input type="checkbox"/> Hipertensão / <input type="checkbox"/> Diabetes / <input type="checkbox"/> Nenhum		
10) Você fuma, se fumante, com que frequência? <input type="checkbox"/> Esporadicamente / <input type="checkbox"/> Diariamente / <input type="checkbox"/> Não fumo		
11) Gostaria de compartilhar algo mais sobre sua saúde que ache importante mencionar? _____ _____		



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ  
INSTITUTO DE TECNOLOGIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E BIOMÉDICA  
**QUESTIONÁRIO SOBRE SAÚDE AUDITIVA E USO DE EPI**

INFORMAÇÕES PESSOAIS		
<b>Nome completo:</b>		
<b>Código:</b>	<b>Data de nascimento:</b>	<b>Sexo:</b> <input type="checkbox"/> F <input type="checkbox"/> M <input type="checkbox"/> Outros
1. Informações Gerais		
1) <b>Nível de escolaridade:</b> <input type="checkbox"/> Ensino Fundamental incompleto / <input type="checkbox"/> Ensino Fundamental completo <input type="checkbox"/> Ensino Médio incompleto / <input type="checkbox"/> Ensino Médio completo <input type="checkbox"/> Ensino Superior incompleto / <input type="checkbox"/> Ensino Superior completo		
2) <b>Tempo de profissão como motorista de ônibus:</b> _____ anos / <input type="checkbox"/> Não sou motorista de ônibus:		
2. Histórico / Exames Auditivos:		
1) <b>Você já sentiu dificuldade para ouvir sons do dia a dia?</b> <input type="checkbox"/> Sim / <input type="checkbox"/> Não		
2) <b>Você sente zumbidos ou chiados nos ouvidos?</b> <input type="checkbox"/> Frequentemente / <input type="checkbox"/> Ocasionalmente / <input type="checkbox"/> Nunca		
3) <b>Você já realizou exames auditivos?</b> <input type="checkbox"/> Sim, regularmente / <input type="checkbox"/> Sim, mas faz muito tempo / <input type="checkbox"/> Nunca		
4) <b>Se já realizou, qual foi o resultado do último exame auditivo?</b> <input type="checkbox"/> Normal / <input type="checkbox"/> Perda auditiva leve / <input type="checkbox"/> Perda auditiva moderada / <input type="checkbox"/> Perda auditiva severa <input type="checkbox"/> Não sei		
5) <b>Sua empresa oferece exames auditivos periódicos?</b> <input type="checkbox"/> Sim / <input type="checkbox"/> Não / <input type="checkbox"/> Não sei		
3. Condições de Trabalho / Uso de Equipamentos de Proteção Individual (EPI):		
1) <b>Você considera o ambiente de trabalho barulhento?</b> <input type="checkbox"/> Muito barulhento / <input type="checkbox"/> Moderadamente barulhento / <input type="checkbox"/> Pouco barulhento / <input type="checkbox"/> Silencioso		
2) <b>Você acredita que sua audição foi afetada pelo trabalho?</b> <input type="checkbox"/> Sim / <input type="checkbox"/> Não / <input type="checkbox"/> Não sei		
3) <b>Você utiliza algum tipo de Equipamento de Proteção Individual (EPI) para proteção auditiva durante o trabalho?</b> <input type="checkbox"/> Sim / <input type="checkbox"/> Não		
4) <b>Se sim, qual tipo de EPI auditivo você utiliza?</b> <input type="checkbox"/> Protetor auricular tipo plug / <input type="checkbox"/> Protetor auricular tipo concha / <input type="checkbox"/> Outro. Qual? _____		
5) <b>Com que frequência você usa o EPI auditivo?</b> <input type="checkbox"/> Sempre / <input type="checkbox"/> Às vezes / <input type="checkbox"/> Raramente / <input type="checkbox"/> Nunca		
5) <b>Você gostaria de receber mais informações sobre saúde auditiva e proteção contra ruídos no trabalho?</b> <input type="checkbox"/> Sim / <input type="checkbox"/> Não		