



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE  
CONSELHO NACIONAL DE DESENVOLVIMENTO CIENTÍFICO E TECNOLÓGICO  
PROGRAMA DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA**

**RELATÓRIO TÉCNICO:  
PARKBIKE: SISTEMA DE REGISTRO E MAPEAMENTO DE CADÊNCIA  
NO MOVIMENTO PEDALAR APLICADO À DOENÇA DE PARKINSON**

**AUTOR: LUCAS TOMAZ DE MOURA**

**ORIENTADOR: PROF. DR. JOHN FONTENELLE ARAÚJO**

**Natal-RN**

**2024**

## RESUMO

O presente relatório técnico detalha o desenvolvimento e a implementação de um sistema de sincronização e monitoramento para a análise da cadência pedalar em pacientes com Doença de Parkinson. O sistema, denominado ParkBike, foi projetado para registrar e mapear os índices de cadência durante a execução de uma tarefa de pedalar em uma bicicleta estacionária. Utilizando uma combinação de sensores e uma interface gráfica, o sistema fornece o feedback em tempo real ao usuário, permitindo a manutenção de uma cadência alvo de 40 a 50 rotações por minuto. A integração entre a placa Arduino Uno e o sensor de efeito Hall garantiu a precisão dos dados coletados, enquanto o software em Python possibilitou a visualização e análise dos resultados. Os resultados obtidos demonstraram a eficácia do sistema na monitorização da cadência e na adequação às necessidades do experimento. Além disso, o relatório sugere direções para futuras pesquisas, como a incorporação de sensores adicionais para medir a força aplicada durante o pedalar, visando um entendimento mais aprofundado da atividade muscular e a potencial aplicação em protocolos de reabilitação.

**Palavras-chave:** Doença de Parkinson; Cadência; Linguagem Python; Bicicleta.

**TECHNICAL REPORT:**  
**PARKBIKE: CADENCE RECORDING AND MAPPING SYSTEM ON**  
**PEDALING MOVEMENT APPLIED TO PARKINSON DISEASE**

**ABSTRACT**

The present technical report details the development and implementation of a synchronization and monitoring system for analyzing pedal cadence in patients with Parkinson's Disease. The system, named ParkBike, was designed to record and map cadence indices during a pedaling task on a stationary bicycle. Utilizing a combination of sensors and a graphical interface, the system provides real-time feedback to the user, allowing for the maintenance of a target cadence of 40 to 50 revolutions per minute. Integration between the Arduino Uno board and the Hall effect sensor ensured data accuracy, while Python software enabled result visualization and analysis. The results demonstrated the system's effectiveness in cadence monitoring and its suitability for the experimental needs. Additionally, the report suggests directions for future research, such as incorporating additional sensors to measure the force applied during pedaling, aiming for a more comprehensive understanding of muscle activity and potential applications in rehabilitation protocols.

**Keywords:** Parkinson's Disease; Cadence; Python language; Bicycle.

# Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>5</b>
<b>2</b>	<b>MÉTODOS</b>	<b>6</b>
<b>3</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	<b>7</b>
<b>4</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>8</b>
<b>5</b>	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>8</b>
<b>6</b>	<b>ATIVIDADES</b>	<b>9</b>
<b>7</b>	<b>ANEXOS</b>	<b>10</b>

## Lista de Figuras

1	Esquema de conexões da placa Arduino e sensor de efeito Hall . . . . .	10
2	Fluxograma de funcionamento do sistema de sincronização. . . . .	10
3	Figuras de interação com o usuário. (a) $40 \leq \text{rpm} \leq 50$ . (b) $\text{rpm} < 40$ . (c) $\text{rpm} > 50$ . . . . .	11
4	Tela inicial de configuração. . . . .	11
5	Interface principal de interação com o usuário. . . . .	11
6	Cadência abaixo do valor mínimo escolhido. . . . .	12
7	Cadência dentro do intervalo escolhido. . . . .	12
8	Cadência acima do valor máximo escolhido. . . . .	12
9	Funcionamento da interface durante tarefa de pedalar. . . . .	13
10	Exemplo de formatação dos dados salvos pelo sistema. . . . .	13
11	Exemplo de formatação de dados usando o valores de RPM e o tempo. . . . .	14

# 1 INTRODUÇÃO

A Doença de Parkinson (DP) trata-se de uma desordem crônica, degenerativa e progressiva que afeta o sistema nervoso central causando sintomas neurológicos típicos, também conhecidos como cardinais: bradicinesia, rigidez muscular e tremores de repouso e posturais (Andrade et al., 2017). A doença foi descrita pela primeira vez em 1817 pelo cirurgião inglês James Parkinson, por isso seu nome (Parkinson, 2002).

No contexto atual o diagnóstico da DP é inteiramente clínico, ou seja, não há exames, testes quantitativos ou biomarcadores capazes de auxiliar no diagnóstico dessa doença crônica (Balestrino; Schapira, 2020). Em um panorama geral, o diagnóstico é feito por escalas subjetivas, a mais utilizada é a Escala Unificada de Classificação da DP, no qual é dividida em quatro métricas que servem como guias para a avaliação motora e não motora do paciente (Postuma et al., 2015). O tratamento da DP é feito pela avaliação do estágio da doença. Na maioria dos casos, o estágio inicial é quando os sintomas são mais brandos e notoriamente visíveis, mas não ao ponto de incomodar o paciente e sem a necessidade de utilizar métodos sintomáticos (Pinheiro; Barbosa, 2018).

Em relação ao tratamento da DP ele é majoritariamente sintomático, ou seja, busca aliviar os sintomas da doença, já que a mesma não tem cura, tendo como objetivo principal garantir e manter a independência funcional e reduzir o desconforto dos pacientes. As formas de tratamento variam desde a utilização de fármacos até intervenções cirúrgicas (ANDRADE et. al, 2017). Em relação ao tratamento por fármacos, um dos mais utilizados é a Levodopa, seu uso permanece o mais eficaz no tratamento dos sintomas motores, porém é pouco tolerado por pacientes mais jovens e, com o passar dos anos, pode provocar complicações motoras (Cabreira; Massano, 2019).

Se tratando das intervenções cirúrgicas tem-se a Estimulação Cerebral Profunda (ECP) (do núcleo subtalâmico ou globo pálido interno), que é uma opção terapêutica eficaz e segura, realizada em pacientes cuidadosamente selecionados e sem contra-indicação para a cirurgia (Okun et al., 2012) (Weaver et al., 2012).

Vários estudos têm surgido no âmbito do desenvolvimento e implementação de soluções e tecnologias para auxiliar, principalmente, no diagnóstico, sobretudo no diagnóstico precoce da doença, a fim de torná-lo mais objetivo (Hasan et al., 2017). Pesquisas apontam que pacientes diagnosticados previamente possuem maiores chances de terem a progressão da doença reduzida e um retardo nos principais sintomas, o que lhe garante uma liberdade de movimentação e uma maior qualidade de vida (Andrade et. al, 2017).

Muitos desses pacientes acometidos pela doença de Parkinson, mesmo com graves déficits motores e do congelamento de sua marcha, preservam a habilidade de andar de bicicleta sem nenhum tipo de dificuldade. Tal fato ainda é uma questão em aberto na comunidade científica e levanta inúmeras questões sobre a nossa atual compreensão sobre os meios de funcionamento da mente humana (Snijders ; Bloem, 2010).

Para ajudar na busca do entendimento sobre os efeitos do pedalar em uma bicicleta em pacientes acometidos pela doença de Parkinson, este relatório descreve a metodologia empregada na criação de um sistema de sincronização da bicicleta e uma interface de interação com o usuário que registra e mapeia os índices de cadência (número de rotações por minuto) feitos pelo usuário durante a tarefa de

pedalar uma bicicleta estacionária durante um bloco de dois minutos.

## 2 MÉTODOS

O sistema de sincronização e a interface gráfica foi desenvolvido para fins de aplicação na pesquisa "Dinâmica Oscilatória e Marcha ao pedalar na Doença de Parkinson", no qual busca compreender os efeitos do pedalar em uma bicicleta nos índices cerebrais de um paciente acometido pela Doença de Parkinson. Neste pesquisa, é necessário que o paciente se mantenha em uma cadência alvo entre 40 e 50 Rotações Por Minuto(RPM). Por este motivo, precisou-se desenvolver uma plataforma que registrasse os valores de cadência, bem como retornasse ao usuário uma interação de seu desempenho. Com isso, para a criação do sistema de sincronização, foram utilizados os materiais descritos na tabela 1.

Material	Quantidade
Placa Arduino UNO	1
Sensor de efeito Hall	1
Bicicleta estacionária horizontal	1
Monitor de TV/Computador	1

Tabela 1: Materiais utilizados na criação da interface gráfica e sistema de sincronização

O primeiro ponto da pesquisa, foi desenvolver a integração entre a placa Arduino Uno, a bicicleta estacionária e o sensor de efeito Hall. Um exemplo do esquema de pinagens entre o sensor de efeito Hall e a placa Arduino Uno, pode ser observados na figura 1. Esse circuito desempenha papel fundamental no registro dos dados de cadência na bicicleta estacionária, seu princípio de funcionamento é baseado na captação da variação de densidade de fluxo de campo magnético de um ímã que está preso à roda da bicicleta. Ao passar próximo ao sensor de efeito Hall, há uma captação da diferença de potencial gerada e o sensor envia um sinal de 5 Volts para a placa Arduino. Na placa Arduino, o sensor está conectado em uma porta específica, nomeada de "porta de interrupção", no qual recebe os dados digitais enviados pelo sensor, independentemente de qual bloco de códigos do Arduino está sendo executado neste instante. A escolha dessa conexão garante uma maior precisão dos dados e a garantia de que os dados do sensor serão lidos em qualquer instante de tempo e de maneira imediata a captação do sinal do sensor.

Ainda na placa Arduino Uno, o sinal é processado por um algoritmo específico que calcula o valor de rotações por minuto com base nos pulsos que são enviado pelo sensor de efeito Hall através da porta de interrupção. Desse processamento, o código Arduino retorna três condições: o valor de RPM, o valor do tempo em milissegundos desde o início do movimento pedalar e se o usuário está acima da faixa( $\text{rpm} > 50$ ), se está abaixo da faixa( $\text{rpm} < 40$ ) e se está estável( $40 \leq \text{rpm} \leq 50$ ). Esses dados são enviado via Serial por um *json* para um computador que está rodando um código em Python. Por sua vez, este código é que vai coletar os dados do *json* e plotar na interface gráfica que será vista pelo usuário em uma tela de TV/Monitor durante a execução da tarefa. Na figura 2, pode-se ter uma visão geral sobre o fluxo de funcionamento do sistema de sincronização. Em virtude da pesquisa no qual o sistema está empregado, a interface fará o registro dos dados durante 120 segundos(2 minutos),

no qual o critério de parada é estabelecido com base no  $dado_2$  (Ver Fluxograma), correspondente ao tempo de tarefa.

Na interface de sincronização plotada no monitor/televisor, são mostradas três figuras com base no índice de cadência feito pelo usuário durante o pedalar, no qual podem ser observadas na figura 3. Cada imagem simboliza o índice de cadência realizado pelo usuário. Se ele está pedalando em uma cadência acima de 50 rpm, a interface mostrará uma seta para baixo, sinalizando que ele deve diminuir o ritmo pedalar. De forma análoga, se ele estiver uma faixa de rpm abaixo de 40, o sistema mostrará uma figura de uma seta para cima, sinalizando que ele deve aumentar o ritmo pedalar. Além disso, caso ele esteja em um ritmo de 40 a 50 RPM, o sistema mostrará a figura com o texto "ok", sinalizando para ele manter neste ritmo pedalar.

Em seu modo de funcionamento, a interface possui diferentes níveis de interação com o usuário e possibilidade de configuração dos parâmetros. Ao iniciar o programa em Python (Ver figura 4), será aberta a tela de configurações, no qual faz relação a escolha dos parâmetros do tempo de experimento e o intervalo dos valores de cadência. Nesta tela, é possível que o pesquisador escolha os parâmetros que serão considerados em sua pesquisa.

Ao fazer a configuração dos parâmetros do tempo de coleta e o intervalo de cadência, será aberta uma segunda interface, no qual será a interface que corresponde a interação com o paciente que está realizando a tarefa de pedalar a bicicleta estacionária (Ver figura 5).

A partir da interface demonstrada na figura 5, o pesquisador irá iniciar o experimento e, no mesmo tempo, será dado o comando para que o paciente inicie a tarefa de pedalar. Durante esta tarefa, a interface irá mostrar a figura correspondente ao nível de cadência do paciente, o tempo desde o início do experimento até o valor final do tempo de experimento e o valor da cadência, em RPM, do paciente. Tais condições, podem ser observadas nas figuras 6, 7 e 8.

### 3 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Perante os métodos citados na seção anterior, o sistema *ParkBike* foi desenvolvido e empregado na sua pesquisa de origem. Com a interface, podemos aplicar a tarefa de pedalar a bicicleta estacionária e determinar os valores do intervalo de cadência. Na figura 9 é possível ver a aplicação do sistema de sincronização à pesquisa no momento do experimento de pedalar a bicicleta estacionária.

O sistema de sincronização desenvolvido e descrito neste relatório, foi inspirado em um sistema alemão (Storzer et al., 2016), no qual foi desenvolvida uma configuração experimental nomeada de "*Brain Cycles*" onde foi utilizada a cadência alvo de 50 RPM e um display no guidão da bicicleta com informações de cadências atual e alvo (50) em RPM.

Como já descrito, o sistema desenvolvido para esta pesquisa abrange mais possibilidades, uma vez que gera dados das cadências e gráficos em série temporal enquanto o paciente está executando a tarefa de pedalar a bicicleta estacionária.

Durante esta tarefa, o paciente irá pedalar a bicicleta de acordo com a resposta gráfica que surge a medida que há variação dos valores de cadência em RPM. Para a pesquisa no qual o sistema foi empregado, o paciente executa a tarefa em um intervalo de 2 minutos. Após este tempo, o sistema

salva os dados em um arquivo no formato ".txt". Em exemplo visto na figura 10, pode-se perceber que o sistema salva, respectivamente, o valor de RPM, o tempo da tarefa, em milissegundos, e a característica do valor de cadência naquele instante de medição.

Com base nos dados que são salvos pelo sistema e demonstrados na figura 10, podemos fazer diferentes aplicações e ter maiores opções de observação dos dados. Podemos, por exemplo, usar os valores de RPM e o tempo para obtermos uma relação gráfica que descreva o comportamento da cadência ao longo da tarefa. Um exemplo dessa configuração pode ser visto na figura 11. Com esses dados, podemos fazer comparações sobre o efeito do movimento pedalar ao longo de um número de sessões e avaliar como a musculatura deste paciente se comporta ao longo do tempo.

## 4 CONCLUSÃO

Com base nos tópicos apresentados, demonstrou-se que o sistema desenvolvido, o *ParkBike*, alcançou seus objetivos principais e provou ser uma ferramenta eficaz para a pesquisa aplicada à Doença de Parkinson. Através da integração entre hardware e software, o sistema conseguiu registrar e mapear com precisão a cadência do movimento de pedalar, proporcionando dados valiosos para a análise dos efeitos da atividade física em pacientes acometidos pela doença. A interface gráfica interativa permitiu um monitoramento em tempo real, e os resultados obtidos confirmaram a viabilidade e a precisão do sistema.

Para trabalhos futuros, pode-se pensar como utilizar estes dados para mapear a atividade muscular dos membros inferiores dos pacientes atendidos e, com base nisso, propor tratamentos ou protocolos de reabilitação que usem a bicicleta como ferramenta nas sessões de fisioterapias. Além disso, seria interessante uma pesquisa que use o mesmo sistema de sincronização descrito neste relatório e, em conjunto, crie um dispositivo que possa medir a pressão feita pelos pacientes no momento da tarefa. Neste caso, haveria um sensor no pedal da bicicleta estacionária que faria a medição de quanta força esta sendo colocada por aquele paciente durante o movimento pedalar.

Tal medição ajudaria a quantificar o esforço feito por determinado paciente e, associado aos dados de cadência, avaliaria a capacidade muscular dos membros inferiores e, assim, pode-se determinar os efeitos do congelamento na marcha, no caminhar e durante determinadas tarefas que englobam o uso dos membros inferiores. Além disso, a adaptação do sistema para diferentes contextos e tipos de tratamento poderia ampliar ainda mais suas aplicações na reabilitação e na pesquisa sobre a Doença de Parkinson.

## 5 REFERÊNCIAS

- [1] - Parkinson, J. An essay on the shaking palsy. **The Journal of neuropsychiatry and clinical neurosciences**, v. 14, n. 2, p. 223-236, 2002.
- [2] - Balestrino, R.; SCHAPIRA, A. H. V. Parkinson disease. **European journal of neurology**, v. 27, n. 1, p. 27-42, 2020.



- [3] - Postuma, Ronald B. et al. MDS clinical diagnostic criteria for Parkinson's disease. **Movement disorders**, v. 30, n. 12, p. 1591-1601, 2015.
- [4] - Cabreira, Verónica; MASSANO, João. Doença de Parkinson: Revisão Clínica e Atualização. **Acta Médica Portuguesa**, v. 32, n. 10, 2019.
- [5] - Hasan, Hasan et al. Technologies assessing limb bradykinesia in Parkinson's disease. **Journal of Parkinson's disease**, v. 7, n. 1, p. 65-77, 2017.
- [6] - Okun, Michael S. et al. Subthalamic deep brain stimulation with a constant-current device in Parkinson's disease: an open-label randomised controlled trial. **The Lancet Neurology**, v. 11, n. 2, p. 140-149, 2012.
- [7] - Weaver, Frances M. et al. Randomized trial of deep brain stimulation for Parkinson disease: thirty-six-month outcomes. **Neurology**, v. 79, n. 1, p. 55-65, 2012.
- [8] - Snijders, A. H., & Bloem, B. R. (2010). Cycling for freezing of gait. **New England Journal of Medicine**, 362 (13), p.46. doi: 10.1056/NEJMicm0810287
- [9] - Storzer, L., Butz, M., Hirschmann, J., Abbasi, O., Gratkowski, M., Saupe, D., & Dalal, S. S. (2016). Bicycling and walking are associated with different cortical oscillatory dynamics. **Frontiers in human neuroscience**, 10, 61. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00061>.
- [10] - Storzer, L., Butz, M., Hirschmann, J., Abbasi, O., Gratkowski, M., Saupe, D., Schnitzler, A. (2017). *Bicycling suppresses abnormal beta synchrony in the Parkinsonian basal ganglia*. **Annals of Neurology**, 82(4), 592–601. doi:10.1002/ana.25047

## 6 ATIVIDADES

Durante o desenvolvimento deste sistema, houve uma fase de projeção e outra como os testes principais. Primeiro houve a integração do sensor de efeito Hall e a placa de arduino Uno. Durante esta integração, foi realizada a instalação do sensor de efeito Hall e a placa Arduino Uno na bicicleta estacionária. Nesta fase, foram feitos testes que simulavam o movimento pedalar para garantir que o sistema estava detectando corretamente os valores de RPM adequados. Além disso, nesta fase foram especificados os parâmetros que seriam usados na interface gráfica: o valor de RPM, o valor do tempo e o dado da característica da cadência no instante de medição (se aumentou, se diminuiu ou está estável). Após essa fase, foi desenvolvida a interface gráfica e delimitação dos valores, tempo e imagens que seriam empregados na pesquisa. Nesta fase, foram realizados os primeiros testes de sincronização do sensor de efeito Hall, a placa Arduino Uno e o código em Python. Nesta fase, houve a calibração dos valores de tempo de sincronização entre o código e Arduino e o código em Python. Por último, após todas as calibrações do sistema, houve os testes pilotos com toda a interface funcionando. Na oportunidade, foram testados os protocolos de posição da bicicleta estacionária e acomodação do paciente no aparelho e uma simulação com o sistema de captação de eletroencefalografia (EEG). Finalizando os testes pilotos e realizando os últimos ajustes, o sistema foi implementado para ser utilizado na pesquisa e teve seu funcionamento validado após a primeira coleta oficial.

## 7 ANEXOS

Link para acesso de códigos: Clique aqui para ser redirecionado ao GitHub.

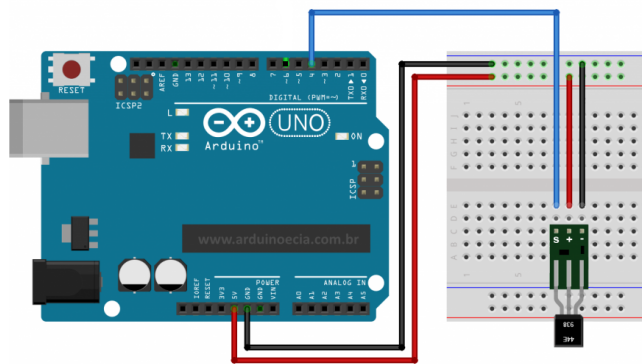


Figura 1: Esquema de conexões da placa Arduino e sensor de efeito Hall

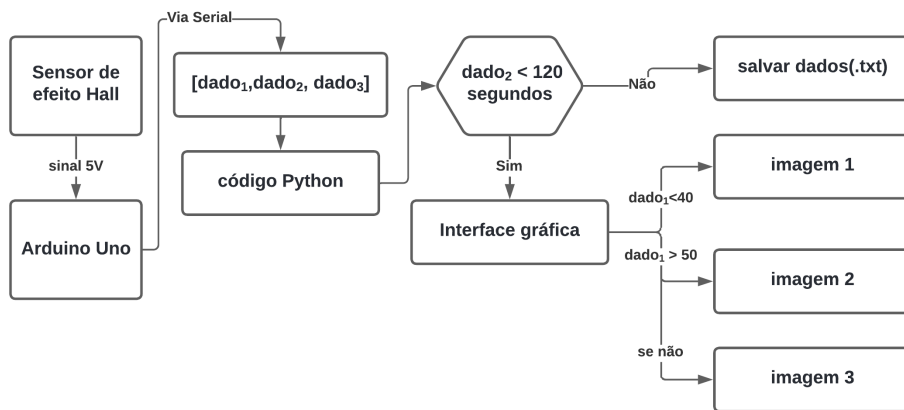


Figura 2: Fluxograma de funcionamento do sistema de sincronização.



Figura 3: Figuras de interação com o usuário. (a)  $40 \leq \text{rpm} \leq 50$ . (b)  $\text{rpm} < 40$ . (c)  $\text{rpm} > 50$ .



Figura 4: Tela inicial de configuração.

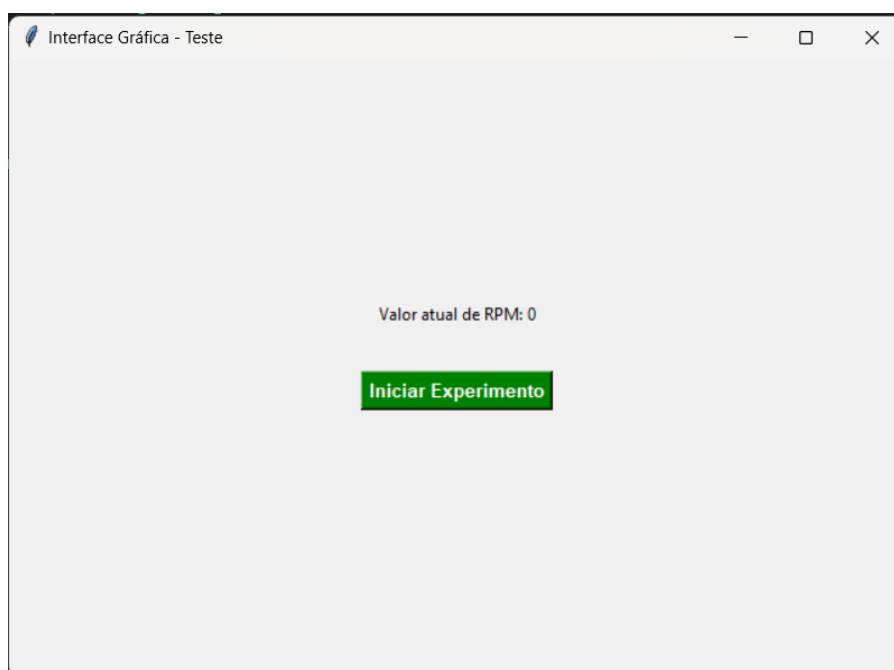


Figura 5: Interface principal de interação com o usuário.



Figura 6: Cadência abaixo do valor mínimo escolhido.

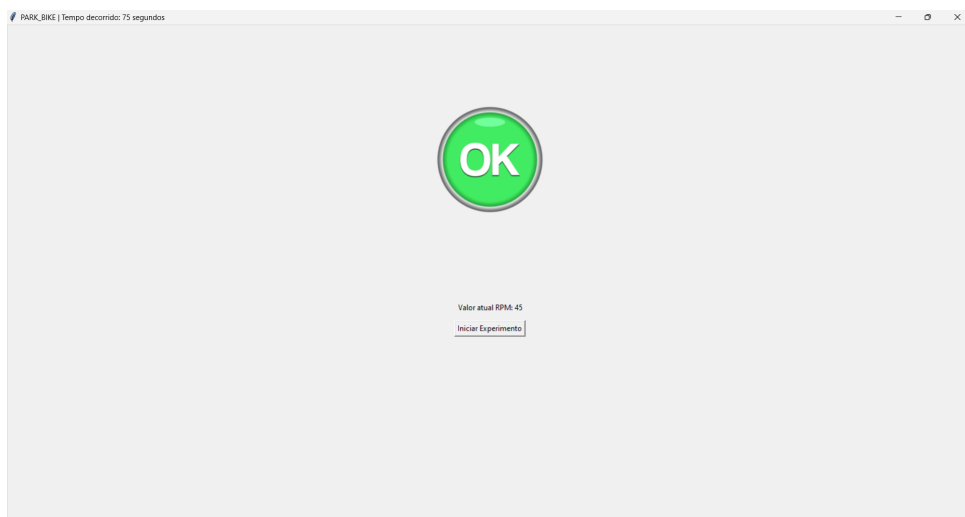


Figura 7: Cadência dentro do intervalo escolhido.

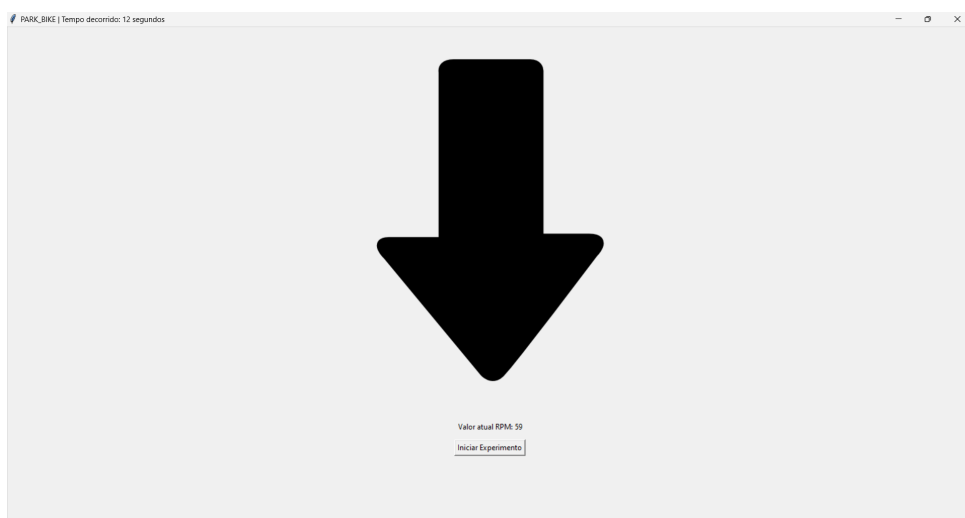


Figura 8: Cadência acima do valor máximo escolhido.



Figura 9: Funcionamento da interface durante tarefa de pedalar.

```

0, 2556,  AUMENTA
11, 3964,  AUMENTA
24, 5114,  AUMENTA
38, 6159,  AUMENTA
52, 7178,  DIMINUI
56, 8188,  DIMINUI
58, 9162,  DIMINUI
59, 10168, DIMINUI
59, 11213, DIMINUI
58, 12234, DIMINUI
59, 13162, DIMINUI
59, 14173, DIMINUI
55, 15574, DIMINUI
50, 17216, DIMINUI
41, 19157, OK
35, 20921, AUMENTA

```

Figura 10: Exemplo de formatação dos dados salvos pelo sistema.

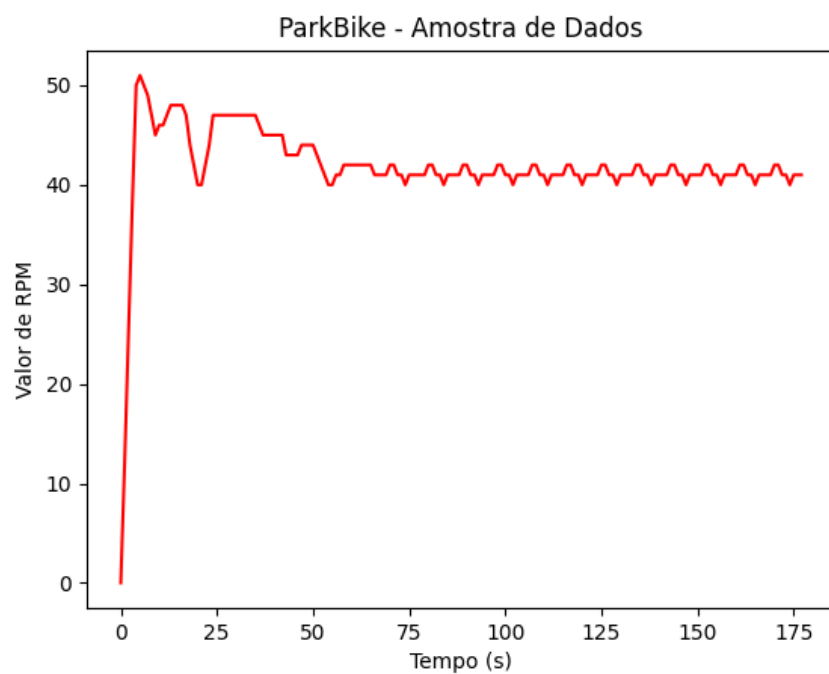


Figura 11: Exemplo de formatação de dados usando o valores de RPM e o tempo.