

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

MILA FIGUEIRA NOZELLA

**Protótipo de dispositivo vestível utilizando sensor inercial para detecção e  
visualização em tempo real de tremor de repouso de pessoas com a doença de  
Parkinson**

UBERLÂNDIA  
2022

MILA FIGUEIRA NOZELLA

**Protótipo de dispositivo vestível utilizando sensor inercial para detecção e visualização em tempo real de tremor de repouso de pessoas com a doença de Parkinson**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em Engenharia Biomédica.

Área de concentração: Engenharias.

Orientador: Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade.

UBERLÂNDIA

2022

MILA FIGUEIRA NOZELLA

**Protótipo de dispositivo vestível utilizando sensor inercial para detecção e visualização em tempo real de tremor de repouso de pessoas com a doença de Parkinson**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em Engenharia Biomédica.

Área de concentração: Engenharias.

Uberlândia, 28 de Novembro de 2022.

Banca Examinadora:

---

Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade – UFU

---

Prof. Dr. Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira – UFU

---

Prof. Dr. Alexandre Cardoso – UFU

Dedico este trabalho aos meus pais,  
irmãos, família, amigos e professores pelo  
estímulo, carinho e compreensão.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a todos que me ajudaram durante a graduação, aos meus pais que sempre me incentivaram a estudar e a não desistir. Agradeço as oportunidades que a Universidade Federal de Uberlândia oferece.

Agradeço à Conselt e meus colegas que fizeram parte do Movimento Empresa Júnior comigo, vocês foram essenciais para meu crescimento pessoal e profissional.

Agradeço ao professor Alexandre Cardoso pelos ensinamentos e ao professor Sérgio Ricardo pelos ensinamentos, parceria, compreensão e paciência.

Agradeço ao professor Adriano de Oliveira Andrade pela orientação e pelos ensinamentos.

## RESUMO

A doença de Parkinson (DP) é uma doença neurodegenerativa que acomete a região conhecida como substância negra. Seus principais sintomas cardinais são tremores, rigidez, bradicinesia e instabilidade postural. Esta é uma doença que acomete principalmente a população idosa e atinge mais de 6,1 milhões de pessoas no mundo. Não existe um tratamento atualmente capaz de reverter o quadro de degeneração neuronal, sendo assim é necessário acompanhar a evolução da doença e eficácia dos tratamentos aplicados. Os principais métodos para avaliar a doença de Parkinson baseiam-se em escalas subjetivas, portanto há diversas aplicações que utilizam sensores, principalmente os inerciais, e podem ser atrelados a outros recursos, como aprendizado de máquina ou eletromiografia, para coletar e classificar informações de forma objetiva. Novas tecnologias voltadas à telemedicina têm sido possíveis graças, entre outros fatores, ao aumento da capacidade computacional, barateamento e evolução de sensores e expansão de ambientes cloud voltados a aplicações IoT. Considerando a tendência de evolução da telemedicina, o presente trabalho propõe um protótipo de dispositivo vestível para monitorar eventos de tremor de repouso em indivíduos com a doença de Parkinson utilizando um sensor inercial com envio dos dados em tempo real, de forma segura e gerenciada, para um ambiente cloud utilizando o protocolo de comunicação MQTT, disponibilizando as informações de forma gráfica utilizando um *Dashboard*.

**Palavras-chave:** Dispositivo Vestível, Doença de Parkinson, Internet das Coisas, Sensor Inercial

## **ABSTRACT**

Parkinson's disease (PD) is a neurodegenerative disease that affects the region known as the substantia nigra. Its main cardinal symptoms are tremors, rigidity, bradykinesia and postural instability. This is a disease that mainly affects the elderly population and affects more than 6.1 million people worldwide. There is currently no treatment capable of reversing neuronal degeneration, so it is necessary to monitor the evolution of the disease and the effectiveness of the treatments applied. The main methods to evaluate Parkinson's disease are based on subjective scales, so there are several applications that use sensors, mainly inertial ones, and can be linked to other resources, such as machine learning or electromyography, to collect and classify information in a different way. objective. New technologies aimed at telemedicine have been made possible thanks, among other factors, to the increase in computational capacity, the cheaper and evolution of sensors and the expansion of cloud environments aimed at IoT applications. Considering the evolution trend of telemedicine, the present work proposes a wearable device prototype for monitoring resting tremor events in individuals with Parkinson's disease using an inertial sensor with real-time sending of information, in a secure and managed manner, to a cloud environment using the MQTT protocol, and making the information graphically accessible via a Dashboard.

**Keywords:** Inertial Sensor, Internet of Things, Parkinson's Disease, Wearable

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 -	Arquitetura IoT sugerida pelo Google Cloud Platform.....	21
Figura 2 -	Arquitetura para aquisição, processamento e exibição dos eventos de tremor.....	23
Figura 3 -	(A) Esquema representando a orientação dos eixos do sensor. (B) Foto do sensor inercial MPU6050 .....	24
Figura 4 -	Da esquerda para a direita: estojo do sensor inercial, tampa do estojo do sensor inercial; estojo do MCU, tampa do estojo do MCU.....	26
Figura 5 -	Opções de blocos disponíveis no Azure IoT Central para construção do dashboard.....	30
Figura 6 -	Punho em repouso.....	31
Figura 7 -	(A) mão com punho em repouso. (B) mão na posição de pausa.....	32
Figura 8 -	Protótipo de dispositivo vestível desenvolvido.....	33
Gráfico 1 -	Primeira coleta do punho em repouso, sem tremor.....	35
Gráfico 2 -	Primeira coleta do punho em repouso, com tremor.....	36
Figura 9 -	<i>Dashboard</i> desenvolvido para acompanhar graficamente os eventos de tremor.....	38



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Building blocks do IoT, dispositivos e funcionalidades .....	21
Tabela 2 -	Fator da escala de sensibilidade para o acelerômetro .....	25
Tabela 3 -	Tabela contendo os tipos e formatações das informações transferidas ao <i>Google Sheets</i> .....	31
Tabela 4 -	Média e desvio padrão de cada eixo ao ser medido perpendicular ao solo .....	34
Tabela 5 -	Médias e desvios padrões do teste de punho em repouso. Valores para mão em repouso .....	35
Tabela 6 -	Médias e desvios padrões do teste de punho em repouso. Valores para mão simulando tremor parkinsoniano .....	35
Tabela 7 -	Níveis e suas correspondências em força-g .....	37

## LISTA DE ABREVIACOES E SIGLAS

aPaaS	Application platform as a service
API	Application Programming Interface
AWS	Amazon Web Services
DP	Doença de Parkinson
GCP	Google Cloud Platform
GPIO	General Purpose Input/Output
HTTP	HyperText Transfer Protocol
Hz	Hertz
I <sup>2</sup> C	Inter-Integrated Circuits
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IBM	International Business Machines Corporation
ID	Identity
IoT	Internet of Things
MCU	Microcontroller Unit
MDS-UPDRS	Movement Disorder Society Unified Parkinson's Disease Rating Scale
MEMS	Micro-Electro-Mechanical Systems
MQTT	Message Queuing Telemetry Transport
NIATS	Ncleo de Inovao e Avaliação Tecnolgica em Sade
PD NMS	Parkinson's Nonmotor Symptoms Questionnaire
PDQ-39	Parkinson's Disease Questionnaire
REST	Representational State Transfer
RMS	Root Mean Square
ROM	Read Only Memory
SAS	Assinatura de Acesso Compartilhado
SD	Secure Digital

SPI	Serial Peripheral Interface
SRAM	Static Random Access Memory
TREMSEN	Tecnologia de Detecção Precisa de Tremores
UART	Universal Asynchronous Receiver Transmitter
UFU	Universidade Federal de Uberlândia
UPDRS	Unified Parkinson's Disease Rating Scale

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	12
<b>2 OBJETIVOS</b>	14
2.1 OBJETIVO GERAL	14
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	15
<b>3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	15
3.1 DOENÇA DE PARKINSON	15
3.2 QUANTIFICAÇÃO DO TREMOR NA DOENÇA DE PARKINSON	16
3.2.1 Ferramentas de avaliação subjetiva	16
3.2.2 Ferramentas de avaliação objetiva	17
3.3 SENSORES INERCIAIS	18
3.4 DISPOSITIVOS VESTÍVEIS	19
3.5 INTERNET DAS COISAS ( <i>Internet of Things</i> - IoT)	20
<b>4 METODOLOGIA</b>	23
4.1 <i>HARDWARE</i> PARA AQUISIÇÃO DE DADOS	24
4.2 AQUISIÇÃO, PROCESSAMENTO E ENVIO DOS DADOS	26
4.2.1 RMS e Filtragem	27
4.2.2 Protocolo MQTT	28
4.3 PLATAFORMA IoT E <i>DASHBOARD</i>	29
4.3.1 Arquitetura	29
4.3.2 Autenticação	29
4.3.3 <i>Dashboard</i>	30
4.4 REALIZAÇÃO DOS TESTES PARA DETECTAR TREMOR DE REPOUSO	30
4.4.1 Protocolos de teste	31
<b>5 RESULTADOS</b>	33
5.1 PROTÓTIPO DE DISPOSITIVO VESTÍVEL	33
5.2 <i>HARDWARE</i> UTILIZADO	34

5.3 CLASSIFICAÇÃO E ENVIO AO DETECTAR TREMOR	34
5.4 <i>DASHBOARD</i> PARA EXIBIÇÃO DOS DADOS	37
<b>6 DISCUSSÃO</b>	38
<b>7 CONCLUSÃO</b>	40

## 1 INTRODUÇÃO

A doença de Parkinson (DP) é uma doença neurodegenerativa que acomete a região conhecida como substância negra pertencente ao sistema nervoso central, sendo característico a perda de neurônios dopaminérgicos desta região. Seus principais sintomas cardinais são tremores, rigidez, bradicinesia e instabilidade postural (BALESTRINO, SCHAPIRA, 2020).

A quantidade de pessoas acometidas pela DP mais que dobrou entre 1990 e 2016 e neste ano cerca de 6,1 milhões de pessoas sofriam da doença ao redor do mundo (DORSEY et al., 2018). O fator de risco mais relevante para a doença é a idade, no entanto, também existem estudos relacionando-a à exposição a produtos químicos e poluentes industriais (Weisskopf et al, 2010; Pezzoli, Cereda, 2013; Vlaar T et. al., 2018).

Atrelado à crescente exposição a produtos químicos e poluentes industriais correlacionados à doença de Parkinson, o Brasil também está passando por uma transição demográfica e sua população está envelhecendo, o que leva ao aumento da prevalência de doenças comuns à terceira idade, como é o caso da Doença de Parkinson (SILVA et al., 2021). Segundo o IBGE (2018), em 2017, a população idosa no Brasil já somava 30 milhões de pessoas, representando um aumento de 18% em relação aos cinco anos anteriores.

Ainda não há tratamentos capazes de reverter o quadro de degeneração neuronal. Existem apenas métodos para alívio dos sintomas utilizando opções farmacológicas, não-farmacológicas, cirúrgicas e de tratamentos alternativos (Massano, 2011). Nesse sentido, existem diversos esforços para classificar e medir a progressão da doença, sendo as escalas de severidade as mais utilizadas (ANDRADE et al., 2013; RAMAKER et al., 2002), apesar de serem subjetivas e dependentes da percepção do paciente acometido pelo Parkinson e do profissional avaliador.

Hoje, o padrão ouro na avaliação clínica de Parkinson é a Escala Unificada de Classificação de Parkinson (UPDRS) e sua versão modificada MDS-UPDRS (MUHAMED et al., 2018). Porém, há outras formas de mensurar qualitativamente a doença, como escala Hoehn e Yahr, PDQ-39, questionário PD NMS (CHANNA et.al., 2021).

Essas escalas têm como objetivo avaliar diferentes aspectos do Parkinson e o fazem ao aplicar diferentes protocolos para avaliar principalmente a capacidade

motora do indivíduo. Isso é importante para acompanhar a evolução da doença e a efetividade da estratégia de tratamento aplicada (PEREZ-LOPEZ et. al., 2016). Outra forma usada para monitorar a efetividade de tratamentos medicamentosos que buscam manter níveis adequados de dopamina é acompanhar a flutuação motora dos indivíduos em seus períodos ON e OFF.

Período ON é quando o medicamento está em ação, portanto, o indivíduo recupera controle de seus movimentos e há poucos movimentos indesejados. Já o período OFF é quando o medicamento não está agindo no organismo, desta forma, o paciente manifesta sintomas motores da doença de Parkinson. A ingestão de medicamentos nessa fase tem como objetivo aumentar o período ON e minimizar períodos OFF (ANTONINI; TOLOSA, 2009).

A contabilização dos períodos ON e OFF dos pacientes muitas vezes é feita pelo relato diário dos sintomas apresentados no dia, trazendo também subjetividade, assim como as escalas citadas anteriormente (CALIL et. al., 2020). Dessa forma, tanto os testes para avaliação em alguma das escalas, quanto o acompanhamento de tratamento medicamentoso voltado a manutenção dos níveis de dopamina, através do monitoramento da oscilação motora dos pacientes, dependem da experiência e subjetividade da avaliação dos profissionais de saúde.

Com o objetivo de diminuir a subjetividade de tais métodos e minimizar suas limitações, diversas ferramentas quantitativas têm sido desenvolvidas, tornando possível acompanhar com objetividade a evolução da doença em indivíduos e gerar dados mais precisos sobre a efetividade de diferentes tratamentos (CALIL et. al., 2020). Existem diversas aplicações que utilizam sensores, principalmente os inerciais, e podem ser atrelados a outros recursos, como machine learning ou eletromiografia, para coletar e classificar informações. Na maioria das vezes estes dados são coletados para identificar de forma objetiva as características da doença de Parkinson (PASTORINO et. al. 2013; TZALLAS; TSIPOURAS; RIGASCHANG, 2016; MUHAMED et al., 2018).

Além da variedade de sensores, existem diversos modelos de aprendizado de máquina e de algoritmos usados para classificar os dados coletados. Sendo assim, é possível combinar diferentes tecnologias e métodos para complementar o diagnóstico que usa escalas subjetivas, o acompanhamento da evolução e efetividade dos tratamentos. O uso das tecnologias pode ser em atividades diárias ou de atividades específicas (BARRACHINA-FERNÁNDEZ et. al., 2021).

A expansão da capacidade computacional, de armazenamento, crescente uso de ambientes cloud e evolução dos sensores têm possibilitado novas aplicações, por exemplo, voltadas à telemedicina com o monitoramento em tempo real usando dispositivos vestíveis no dia a dia de pacientes, por exemplo (BARRACHINA-FERNÁNDEZ et. al., 2021). Outro fator que vem impulsionando aplicações de telemedicina é o crescimento de plataformas na nuvem que suportam conexões, gerenciamento e protocolos IoT para comunicação de dispositivos posicionados em qualquer lugar do mundo com acesso à internet (BANERJEE et. al., 2020). Alguns exemplos de plataformas com recursos de IoT semelhantes entre si são o *Google Cloud Platform* (GCP), *Azure da Microsoft*, *AWS da Amazon* e outras diversas concorrentes como a *Kaa IoT Platform* (Microsoft®, 2021; AWS®, 2021; Kaaiot®, 2021).

Visando contribuir para a expansão da análise em tempo real de dados coletados em pacientes com a doença de Parkinson, de forma escalável - que suporta diversos dispositivos - e segura, aumentando a disponibilidade dessas informações para auxiliar o acompanhamento por profissionais da saúde do tratamento de acometidos pela doença de Parkinson, o presente trabalho apresenta um protótipo de dispositivo vestível que utiliza tecnologias e métodos já adotados na literatura - uso do sensor inercial, filtro digital *Butterworth* e detecção de tremor de repouso - propondo o processamento em tempo real dos dados e envio para plataforma IoT, de forma segura e gerenciável.

Dessa forma, o trabalho objetiva aumentar a disponibilidade de dados do dia a dia da doença de Parkinson de forma segura e confiável para uso e análise pelos profissionais da saúde. O trabalho desenvolvido foi disponibilizado na plataforma Zenodo, disponível pelo link <https://doi.org/10.5281/zenodo.7545513>.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 OBJETIVO GERAL**

Este trabalho tem como objetivo principal propor um protótipo de dispositivo vestível para monitorar eventos de tremor de repouso em indivíduos com a doença de Parkinson utilizando um sensor inercial e envio dos dados em tempo real, de forma segura e gerenciada, para um ambiente cloud utilizando o protocolo de comunicação



MQTT. As informações disponibilizadas no ambiente devem ser exibidas de forma gráfica utilizando um *Dashboard*.

## 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

A fim de alcançar o objetivo principal, os seguintes objetivos específicos foram definidos:

- Definir a frequência de aquisição dos dados inerciais e a janela de coleta
- Processar e classificar os dados
- Realizar o envio de forma segura utilizando o protocolo MQTT
- Exibir, em tempo real, *Dashboard* contendo os dados coletados
- Criar protótipo de dispositivo vestível para ser usado no dia-a-dia de indivíduos com doença de Parkinson

## 3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 3.1 DOENÇA DE PARKINSON

A doença de Parkinson foi descrita na literatura pela primeira vez em 1817 pelo pesquisador James Parkinson. Os sintomas da doença, na época chamada de “Paralisia Agitante”, foram observados e definidos, sendo eles, principalmente, o tremor, rigidez muscular, acinesia, anormalidades posturais e na marcha (PARKINSON, 1817). Apesar da publicação feita pelo médico, somente seis décadas depois o neurologista francês Jean-Martin Charcot deu visibilidade à doença falando mais detalhes das manifestações clínicas e sugerindo que seu nome fosse alterado para Doença de Parkinson para diferenciar de outras patologias que apresentam tremores (KEMPSTER; HURWITZ; LEES, 2007).

Trata-se de uma doença neurodegenerativa do Sistema Nervoso Central que compromete neurônios dopaminérgicos da substância negra causando consequências no movimento voluntário e sistema autônomo dos indivíduos (BALESTRINO, SCHAPIRA, 2020). Exames neurológicos atestam a degradação dos neurônios dopaminérgicos (ALANIS et al., 2018), entretanto, em geral o diagnóstico é clínico e seus principais sintomas cardinais são tremores, rigidez, bradicinesia e instabilidade postural (BALESTRINO, SCHAPIRA, 2020).

O tremor da doença de Parkinson está presente em 70% a 80% dos pacientes acometidos pela doença, chegando a 100% com o avanço da doença. Este sintoma começa nas partes distais do corpo, principalmente nas mãos, e manifesta-se

principalmente no repouso - quando não há manobras posturais ou de ação - mas, em casos mais graves, também ocorre durante movimentos voluntários (SILVA et.al., 2021).

A frequência típica de oscilação de um tremor parkinsoniano - também chamado de tremor de repouso - é de 3 a 6 Hz, sendo mais observado em uma ou ambas as mãos e, em menor proporção no mento, lábios, língua e pés. É característico que o tremor seja a consequência da atividade alternante de músculos agonistas e antagonistas. Por exemplo, a flexão-extensão dos dedos combinados com a adução-abdução do polegar produz o clássico tremor em “contar dinheiro” ou em “enrolar fumo” (SILVA et. al., 2018).

No início da doença evita-se tratamento medicamentoso, caso os sintomas não estejam incomodando o acometido pela DP. Isto porque não há terapia que impeça a progressão da doença, somente amenizam os sintomas. Além disso, o uso de levodopa ou um agonista de dopamina tem efeitos colaterais a longo prazo e perdem efeito sobre a diminuição dos sintomas (CALIL, 2020).

Desta forma, em caso de tratamento medicamentoso, deve-se acompanhar a evolução da doença, ajustando a medicação para obter melhor controle dos sintomas.

## 3.2 QUANTIFICAÇÃO DO TREMOR NA DOENÇA DE PARKINSON

Existe um grande número de escalas para avaliar e classificar a capacidade motora de pessoas com doença de Parkinson. As mais utilizadas são as escalas de severidade e, mesmo sendo o padrão ouro no diagnóstico e acompanhamento da progressão da doença, são subjetivas e dependem da percepção do sujeito e do profissional (ANDRADE et al., 2013; RAMAKER et al., 2002).

A literatura mostra que muitas ferramentas quantitativas têm sido desenvolvidas para aumentar a objetividade das informações e gerar dados comparáveis e de grande relevância clínica. Sendo um apoio, mas não substituição, de diagnóstico e exames médicos já praticados (PASTORINO et. al. 2013; TZALLAS; TSIPOURAS; RIGASCHANG, 2016; MUHAMED et al., 2018).

### 3.2.1 Ferramentas de avaliação subjetiva

As escalas subjetivas, em sua maioria, utilizam perguntas ou desenhos feitos pelos próprios pacientes. A escala de Hoehn e Yahr classifica a doença em estágios

que vão de 1 a 5 de acordo com a gravidade dos sintomas sentidos pelos acometidos pela DP (HOEHN; YAHR, 1998).

A Escala Unificada de Avaliação da Doença de Parkinson (UPDRS) e sua versão modificada MDS-UPDRS é considerada o padrão ouro na avaliação e acompanhamento da evolução da doença de Parkinson. Trata-se de uma lista de 42 questões divididas em quatro seções e tem por objetivo avaliar os sinais, sintomas e atividades motoras dos pacientes tanto pelo que o acometido relata, quanto pela observação clínica (GOULART; PEREIRA, 2005).

Outra escala utilizada na avaliação dos acometidos pela doença de Parkinson é o Questionário da Doença de Parkinson (“Parkinson’s Disease Questionnaire - PDQ-39”). É mais focado na percepção do próprio paciente sobre seus sintomas e qualidade de vida e contém 39 itens divididos em 8 partes: mobilidade, atividades da vida diária, bem-estar emocional, estigma (dificuldades sociais advindas da DP), apoio em relações sociais, cognição, comunicação e desconforto corporal. A pontuação desta escala varia de 0 a 100, sendo que o máximo indica que o sujeito percebe sua doença como bastante avançada (JENKINSON et al., 1995; PETO et al., 1995).

Existem ainda outras escalas na literatura, mas estas estão entre as mais citadas, principalmente a UPDRS.

### 3.2.2 Ferramentas de avaliação objetiva

O início das pesquisas para desenvolver métodos objetivos foi há 25 anos e até hoje tem evoluído, principalmente com o crescimento da telemedicina e de análise de dados, como a inteligência artificial e a aprendizagem de máquina. Espera-se com essas aplicações que não somente haja dados mais precisos e que possam ser comparados entre indivíduos, como também que o próprio paciente tenha meios de monitorar seu estado em tempo real, tendo uma maneira fácil de perceber seus sintomas ao longo do dia (MAETZLER; KLUCKEN; HORNE, 2016). Este seria o caso, por exemplo, de um paciente que faz um acompanhamento dos seus períodos ON/OFF quando submetido a um tratamento que visa manter os níveis de dopamina estáveis (ANTONINI; TOLOSA, 2009).

Existem diversas aplicações para coletar dados e auxiliar no acompanhamento da doença de Parkinson, algumas delas baseiam-se em dispositivos vestíveis (PATEL et al., 2011; PASTORINO et al. 2013; TZALLAS; TSIPOURAS; RIGASCHANG, 2016; MUHAMED et al., 2018). Outras trazem maior complexidade ao adicionar mais de um

tipo de sensor e ser combinado com as escalas subjetivas citadas anteriormente (SILVA et al., 2018; CALIL et. al., 2020) .

Um exemplo de dispositivo desenvolvido para coletar e analisar dados, permitindo correlação com as avaliações subjetivas tradicionais é o TREMSEN. Trata-se de um dispositivo desenvolvido na Universidade Federal de Uberlândia, no laboratório NIATS, e é composto de sensores inerciais e eletromiográficos para coletar informações de pacientes com doença de Parkinson. A tecnologia conta ainda com uma biblioteca - TREMSEN Toolbox, também desenvolvida na universidade - para processar os dados coletados pela aplicação (ANDRADE, 2019).

A exemplo do citado TREMSEN, existem diversas outras aplicações que usam sensores inerciais e eletromiográficos, além de tecnologias como a Inteligência Artificial e Machine Learning. Isto graças à evolução da acessibilidade de sensores e capacidade computacional (BARRACHINA-FERNÁNDEZ et al., 2021).

### 3.3 SENSORES INERCIAIS

Sensores inerciais são sistemas com princípio eletromecânico usados para medir movimentos lineares e/ou angulares. Eles podem conter acelerômetros, giroscópios e magnetômetros. Acelerômetros medem a aceleração não gravitacional, isto ocorre pela resposta às vibrações de um corpo que passa de um ponto de parada para outro movimentando-se, ou seja, com diferença de velocidade entre dois tempos. Os cristais presentes no sensor, então, tensionam-se e produzem uma voltagem correspondente à aceleração aplicada ao corpo em movimento (CALIL et. al., 2020).

Já o giroscópio é um pouco mais complexo pois utiliza a gravidade da Terra para ajudar a determinar a orientação do dispositivo. Seu princípio baseia-se em um disco de rotação livre (rotor) sobre um eixo giratório no centro de uma roda maior e mais estável. Quando o eixo gira, o rotor indica a força gravitacional central (VANICEK; KRAKIWSKY, 2015).

O magnetômetro, por sua vez, mede força através da intensidade, direção e sentido de campos magnéticos e tem várias formas de funcionar. Em geral, usam objetos magnéticos que vão interagir ao campo magnético da Terra. É convertido em voltagem baseado no efeito Hall - a alteração de movimento de elétrons quando um condutor é submetido a um campo magnético, fazendo com que estes elétrons formem uma região positiva e outra negativa, formando um campo magnético perpendicular ao que foi submetido (PINTO, 2010).

Ou seja, o magnetômetro tende a alinhar-se perpendicularmente ao campo magnético da Terra, ou a outros em que for submetido. E pela segregação entre positivo e negativo forma uma diferença de potencial que varia conforme com a corrente do campo em que estiver submetido (KARPLUS; LUTTINGER, 1954).

Os sensores inerciais são utilizados de diferentes formas no contexto da doença de Parkinson, podendo utilizar somente dados de aceleração, como também combinar com a análise de dados de giroscópios e magnetômetros, em um ou mais eixos e acrescentar eletromiografia ou inteligência artificial e machine learning para auxiliar na precisão dos resultados obtidos (BARRACHINA-FERNÁNDEZ et al., 2021).

### 3.4 DISPOSITIVOS VESTÍVEIS

Dispositivos vestíveis, ou wearables, podem ter várias características e ser usados de diferentes formas, desde que obedeça aos três princípios dos wearables: ele deve ser móvel, deve ir onde quem o usa vai; deve aumentar a percepção da realidade de alguma maneira, trazendo novas formas de interagir com o ambiente e utilizar dados gerados por ele; por fim, deve trazer uma sensibilidade ao contexto em que o usuário se encontra, explorando a interação entre o homem, computador e ambiente em que estão inseridos (BILLINGHURST; STARNER, 1999).

Desde o primeiro Simpósio Internacional de Computadores Wearables em 1997 (BILLINGHURST; STARNER, 1999), a tecnologia evoluiu bastante e recentemente os próprios smartphones têm sido usados em aplicações com wearables, como é o caso dos smartwatches que possuem sensores e comunicação wireless com os celulares para troca em tempo real de informações entre ambos (PIZZA et. al., 2016). Por esse crescimento de aplicações com dispositivos vestíveis, há um constante crescimento da fabricação de sensores específicos para esse tipo de tecnologia. Isto pode beneficiar a criação de wearables relacionados à área da saúde que sejam não invasivos, portáteis e com bom custo efetividade (BARRACHINA-FERNÁNDEZ et al., 2021).

No contexto da doença de Parkinson há diversos dispositivos vestíveis desenvolvidos para detectar tremores e outras informações para acompanhamento objetivo da doença. O uso pode ser no punho, utilizando um bracelete com sensores inerciais para coletar dados do tremor de repouso e bradicinesia, como mostra a aplicação desenvolvida por Channa et. al., 2021 (CHANNA et. al., 2021). Outro exemplo é o trabalho desenvolvido por Jeon et. al., 2017 que também usa um

wearable no punho para medir, processar e classificar a severidade dos tremores de pessoas com Parkinson (JEON et. al., 2017).

Além das aplicações que utilizam wearables no punho, existem ainda estudos utilizando dispositivos em várias partes do corpo, como em Rigas et. al., 2012, e que avaliam a maneira de andar de pessoas com Parkinson, como em Perumal; Sankar, 2016 (RIGAS et. al., 2012; PERUMAL; SANKAR, 2016). A forma com que essas informações são transmitidas e utilizadas pelos usuários de interesse varia bastante e vai desde o armazenamento em cartão SD até a utilização do próprio smartphone como forma de ver os dados e evolução da doença de Parkinson (CHANNA et. al., 2021).

### 3.5 INTERNET DAS COISAS (*Internet of Things* - IoT)

A Internet das Coisas, mais conhecida como IoT, é a rede de dispositivos embarcados com eletrônica e conectividade com a internet permitindo que se comuniquem e troquem dados. Este conceito de dispositivos inteligentes interligados começou a ser discutido na década de 80 e o primeiro a propor o conceito de IoT foi Kevin Ashton em 1999, definindo que objetos conectados e identificados por radiofrequência (RFID) é o que caracteriza uma rede IoT (ASHTON, 2009).

Apesar deste conceito não abranger totalmente o que o IoT significa, ele dá a ideia geral deste tipo de tecnologia, que é descrita pela integração de dispositivos gerenciados e com capacidade de operar remotamente, sem interferência humana, em todo o mundo através da infraestrutura da internet. Esta integração e gerenciamento dos dispositivos faz com que se forme uma rede capaz de trocar informações e ser acessada através da internet (GOKHALE; BHAT; BHAT, 2018).

O conceito geral de IoT está sendo moldado e discutido enquanto a tecnologia evolui, mas, apesar disso, existem características em comum nesse tipo de aplicação, como citado anteriormente. Da mesma forma, a arquitetura IoT varia conforme o objetivo do que está sendo desenvolvido, porém, mesmo com estas variações, existe uma arquitetura geral comum a projetos IoT (RAY, 2018).

Para facilitar a explicação da organização de uma aplicação IoT típica existe o conceito de *Building Blocks* (Blocos de Construção, tradução livre) encontrado na literatura. Trata-se de agrupar os componentes deste tipo de aplicação em blocos, sendo eles: as “coisas”, os *gateways*, a infraestrutura de rede e a infraestrutura cloud

(KUMAR; MALLICK, 2018). Abaixo uma tabela explicando o que são e para que servem cada bloco:

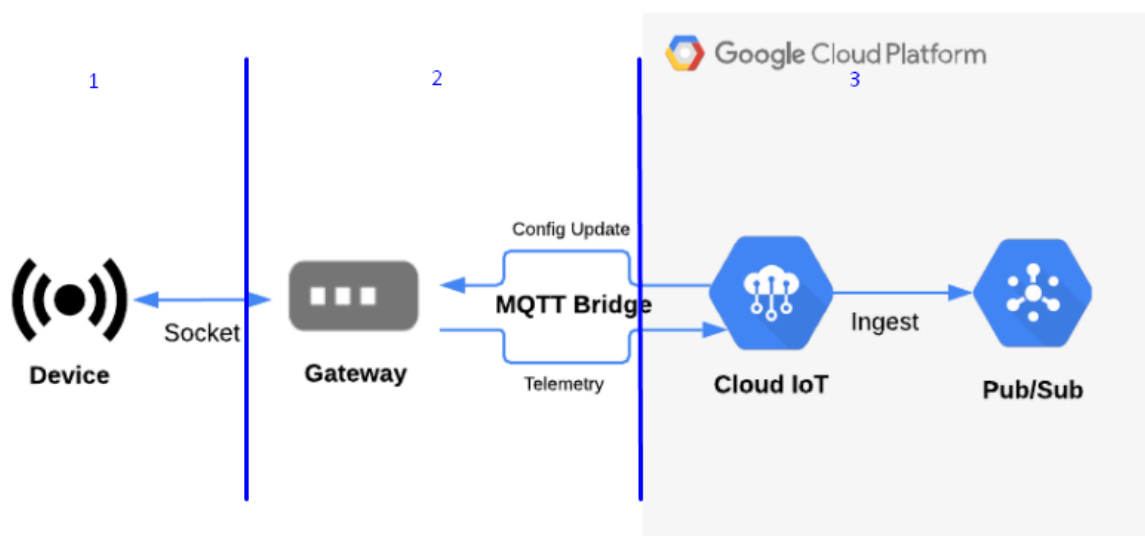
Tabela 1 – Building blocks do IoT, dispositivos e funcionalidades.

<b>Building Blocks do IoT</b>	<b>Dispositivos</b>	<b>Funcionalidade</b>
Coisas	Sensores, atuadores	Permite comunicar, coletar dados e responder sobre objetos na sua área de foco sem intervenção humana
Gateways	-	Age como um bloco intermediário que permite uma conexão confiável, gerenciável e segura entre as coisas e o ambiente cloud
Infraestrutura de rede	Roteadores, agregadores, gateways, repetidores	Permite o envio de dados das coisas para a infraestrutura cloud, também contribui na segurança durante a transmissão de informações
Infraestrutura cloud	Servidores virtualizados, unidades de armazenamento de dados	Permite o processamento dos dados recebidos, a análise e outras habilidades computacionais avançadas

Fonte: Kumar; Mallick (2018).

Estes blocos podem ser organizados de diferentes formas e em diferentes camadas, dependendo da aplicação. Esta organização é chamada arquitetura e além de definir seus componentes, também define como eles interagem entre si (AL-QASEEMI, 2016). Abaixo um exemplo de arquitetura para ilustrar os Building Blocks apresentados na Tabela 1:

Figura 1 – Arquitetura IoT sugerida pelo Google Cloud Platform.



Fonte: Google Cloud IoT Core (2021).

A seção demarcada com o número 1 são as “coisas”, ou seja, os dispositivos contidos na rede IoT, podendo ser sensores, atuadores, entre outros. Eles comunicam-se com os gateways que, por sua vez, conectam-se ao ambiente cloud pela infraestrutura de rede, ou internet. Esta é a seção 2 da Figura 1. Por fim, existem várias possibilidades de análise, armazenamento e processamento dos dados adquiridos pelas “coisas” na infraestrutura em nuvem, ou cloud, neste caso o *Google Cloud Platform*, seção 3 da Figura 1 (Google Cloud IoT Core, 2021).

Assim como o *Google Cloud Platform* existem outras plataformas cloud que provisionam recursos e funcionalidades para a construção de aplicações IoT mais seguras, confiáveis e escaláveis. É o caso do Azure da Microsoft, AWS da Amazon e outras diversas concorrentes como a Kaa IoT Platform (Microsoft®, 2021; AWS®, 2021; Kaaiot®, 2021).

A evolução da infraestrutura necessária para o IoT trouxe mais desenvolvimento nessa área e hoje conta com cerca de 50 bilhões de dispositivos conectados à internet distribuídos em diferentes aplicações. As mais populares em 2018 eram as relacionadas às casas inteligentes, seguidas de dispositivos vestíveis e, em terceiro, cidades inteligentes (SANTOS, 2018).

No âmbito da doença de Parkinson existem diversos desenvolvimentos na área de IoT e alguns utilizando dispositivos vestíveis para ajudar no gerenciamento e monitoramento da doença (PASLUOSTA et. al., 2015; ROMERO; CHATTERJEE; ARMENTANO, 2016; RAZA et. al., 2020). Esse crescimento é um esforço também em



acompanhar o crescimento da expectativa de vida das pessoas e consequente aumento na demanda de cuidados de saúde (PASLUOSTA et. al., 2015).

## 4 METODOLOGIA

Este trabalho desenvolveu um protótipo de equipamento vestível para ser usado no dia-a-dia de pessoas com doença de Parkinson. Este dispositivo é capaz de capturar informações de movimento na mão e classificá-las como eventos de tremor de repouso, caso atinjam um certo limite pré-estabelecido de aceleração (em força-g), e enviar essas informações de forma segura para o ambiente cloud. Após o envio, é possível observar os dados e históricos de envios por meio de um dashboard. A Figura 2 mostra um diagrama da arquitetura e componentes utilizados:

Figura 2 – Arquitetura para aquisição, processamento e exibição dos eventos de tremor.

Fonte: Documentação Microsoft (2022).

Na figura acima, a etiqueta “*Things*” são os dispositivos que irão conectar-se ao ambiente cloud. “*IoT Central*” é o ambiente construído para conectar e gerenciar soluções de Internet das Coisas. Além de comunicar-se com os dispositivos inteligentes, o ambiente também pode integrar várias outras ferramentas e aplicações. “*Business Insights*” representa a possibilidade de integrar esse ambiente à análise de dados para apoio à tomada de decisão e evolução tecnológica.

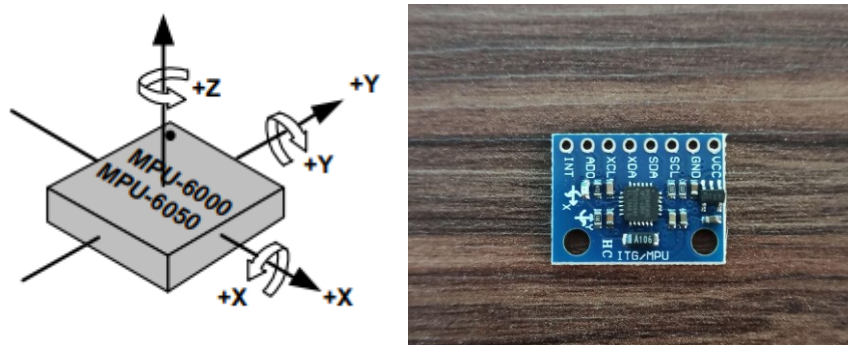
### 4.1 HARDWARE PARA AQUISIÇÃO DE DADOS

Para captura dos movimentos da mão de sujeitos com Parkinson foi utilizado um sensor inercial do tipo sistema microeletromecânico (MEMS), MPU6050. Este sensor possui acelerômetro e giroscópio, cada um com 3 eixos (x, y, z), proporcionando 6 graus de liberdade para aquisição de dados. Abaixo uma imagem do sensor:

Figura 3 – (A) Esquema representando a orientação dos eixos do sensor. (B) Foto do sensor inercial MPU6050

(A)

(B)



Fonte: (A) InvenSense® (2013). (B) Autoria própria.

O giroscópio possui uma sensibilidade configurável que pode ser  $\pm 250$ ,  $\pm 500$ ,  $\pm 1000$  ou  $\pm 2000^\circ/\text{sec}$ . O acelerômetro, por sua vez, tem uma sensibilidade que pode ser  $\pm 2g$ ,  $\pm 4g$ ,  $\pm 8g$  ou  $\pm 16g$ . Estes valores representam o fundo de escala das medições. O giroscópio mede velocidade angular e o acelerômetro mede aceleração em força-g, ou seja,  $1g$  representa a aceleração gravitacional, de  $9,81 \text{ m/s}^2$ . Para converter os dados brutos para as medidas apresentadas é preciso considerar o fundo de escala configurado e então dividir o valor lido pelo valor indicado no datasheet, levando em consideração a escala escolhida. Abaixo a tabela do datasheet que mostra a relação de fatores com as escalas de sensibilidade usada na conversão para força-g:

Tabela 2 – Fator da escala de sensibilidade para o acelerômetro.

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS	NOTES
<b>ACCELEROMETER SENSITIVITY</b>						
Full-Scale Range	AFS_SEL=0		$\pm 2$		<i>g</i>	
	AFS_SEL=1		$\pm 4$		<i>g</i>	
	AFS_SEL=2		$\pm 8$		<i>g</i>	
	AFS_SEL=3		$\pm 16$		<i>g</i>	
ADC Word Length	Output in two's complement format		16		bits	
Sensitivity Scale Factor	AFS_SEL=0		16,384		LSB/ <i>g</i>	
	AFS_SEL=1		8,192		LSB/ <i>g</i>	
	AFS_SEL=2		4,096		LSB/ <i>g</i>	
	AFS_SEL=3		2,048		LSB/ <i>g</i>	
Initial Calibration Tolerance			$\pm 3$		%	
Sensitivity Change vs. Temperature	AFS_SEL=0, $-40^\circ\text{C}$ to $+85^\circ\text{C}$		$\pm 0.02$		%/ $^\circ\text{C}$	
Nonlinearity	Best Fit Straight Line		0.5		%	
Cross-Axis Sensitivity			$\pm 2$		%	

Fonte: InvenSense® (2013).

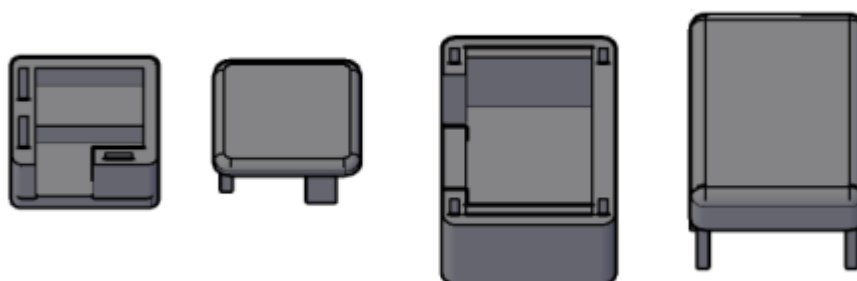
Para o giroscópio existe esse fator também, mas neste trabalho foi utilizado apenas informações de aceleração. A sensibilidade escolhida foi de  $\pm 2g$  para garantir menor atenuação da sensibilidade. Dessa forma, as medidas foram divididas por 16384.0 para obter o resultado em unidades de aceleração gravitacional (*g*).

Os valores foram transmitidos à placa de desenvolvimento ESP32-WROOM-32E pelo protocolo I<sup>2</sup>C e processados em tempo real pela unidade processadora para classificá-los e enviá-los de forma criptografada para o ambiente cloud. Esta placa é uma unidade microcontroladora (*Microcontroller Unit - MCU*) e possui um microprocessador Xtensa® dual-core 32-bit LX6, sua memória SRAM (*Static Random Access Memory*) é de 520 KB, ROM (*Read Only Memory*) de 448 KB.

Além disso, o kit de desenvolvimento possui 32 GPIOs (*General Purpose Input/Output*) e suporta conversão analógico digital de 12 bits, conversão digital-analógico de 8 bits, além de diversos protocolos de comunicação como SPI (*Serial Peripheral Interface*), I<sup>2</sup>C (*Inter-Integrated Circuits*), UART (*Universal Asynchronous Receiver Transmitter*), entre outros. Possui ainda wi-fi e bluetooth integrados. Como funcionalidades de segurança possui boot seguro, encriptação flash, além do uso de *hardware* para realizar operações criptográficas de maneira mais rápida (ESPRESSIF SYSTEMS®, 2021).

O protótipo de dispositivo vestível utilizou principalmente os componentes citados. Uma luva foi desenvolvida para que possa ser usada por diferentes pacientes. Foi utilizado um material adaptado de luvas esportivas, pois seu material é neoprene - uma borracha revestida de tecido - o que proporciona bom conforto no seu uso. Além disso, para fixação do sensor e do MCU foi desenhado um estojo para cada no AutoDesk AutoCAD®, conforme mostrado abaixo:

Figura 4 – Da esquerda para a direita: estojo do sensor inercial, tampa do estojo do sensor inercial; estojo do MCU, tampa do estojo do MCU.



Fonte: Autoria própria.

Estas peças foram impressas em impressora 3D e acopladas às luvas esportivas adaptadas.

## 4.2 AQUISIÇÃO, PROCESSAMENTO E ENVIO DOS DADOS

O intuito do presente trabalho é propor uma forma de adquirir medidas de tremor de repouso em pacientes com Parkinson, processar essas informações e, em tempo real, disponibilizá-las de forma segura em um ambiente cloud com visualização através de um dashboard. Para aquisição dos dados foi mostrado na seção anterior o *hardware* e componentes utilizados. Estes dados foram obtidos de forma constante através do janelamento dos sinais de aceleração obtidos a uma frequência de 33 Hz.

Considerando que a frequência patológica do tremor de Parkinson varia entre 3 e 6 Hz (SILVA et. al., 2018), a frequência escolhida buscou respeitar o Teorema de Nyquist que diz não ser adequado amostrar sinais a uma taxa menor do que duas vezes a sua frequência (LANDAU, 1967). Sendo assim, a taxa escolhida é maior do que quatro vezes a frequência de um tremor de Parkinson.

A aquisição ocorre em uma janela de 1,5 s e a cada intervalo os dados são filtrados e seu valor RMS (*Root Mean Square*) é calculado. O valor quadrático médio do sinal (RMS) representa o valor eficaz de um sinal elétrico que varia no tempo (GRAY; BROWN, 1959). Este valor é calculado conforme mostrado abaixo na equação 1, para um conjunto de N valores:

$$Rms = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_N^2}{N}} \quad (\text{Eq. 1})$$

Essa é uma característica de amplitude do sinal e existem estudos correlacionando o RMS à avaliação UPDRS. Assim, a análise da característica RMS a partir de sinais de sensores inerciais constatou forte correlação com os resultados obtidos pela utilização da escala UPDRS (MEIGAL et al., 2012; JITKRITSADAKUL et al., 2017; SILVA et. al., 2018).

### 4.2.1 RMS e Filtragem

Após adquirir o conjunto de amostras nos três eixos, esses vetores são filtrados utilizando um filtro digital passa-alta, com frequências de corte de 1,5 Hz. A implementação seguiu a seguinte equação:

$$y[m] = \sum_{k=0}^n b_k x[m-k] - \sum_{k=1}^n a_k y[m-k] \quad (\text{Eq. 2})$$

Trata-se de uma fórmula recursiva com dois coeficientes,  $b_k$  e  $a_k$ , que podem ser gerados utilizando a função “*butter*” do *Matlab*®, como mostrado abaixo:

$$[b, a] = \text{butter}(\text{order}, Wn, \text{'high'}) \quad (\text{Eq. 3})$$

Em que *order* é a ordem do filtro, neste trabalho foi usado a ordem 5. *Wn* é a frequência de corte (*fc*) dividida pela metade da frequência de amostragem, neste trabalho a *fc* foi de 1,5 Hz e a frequência de amostragem foi de 33 Hz, já ‘*high*’ é o tipo de filtro a ser utilizado.

Depois dos vetores serem filtrados, o valor RMS do eixo x, y e z são calculados conforme demonstrado pela Equação 1. Para determinar se houve tremor, o módulo do vetor dos valores RMS dos três eixos é calculado usando a seguinte equação:

$$|V| = \sqrt{\sum_{n=1}^N x_n^2} \quad (\text{Eq. 4})$$

#### i. Definição dos níveis de tremor

Utilizando uma integração de comunicação *HyperText Transfer Protocol* (HTTP) - protocolo do tipo requisição e resposta sem estado - construída com o *Google Sheets*, foram feitas medidas com cinquenta amostras de aceleração nos três eixos, em força-g, para determinar o funcionamento apropriado do sensor ao direcionar cada eixo perpendicular ao solo, ou seja, nesta posição o eixo deve medir um valor aproximadamente igual a um.

Feito o teste inicial para garantir que o sensor está apresentando corretamente os valores de aceleração em força-g, aplicou-se os testes descritos na seção 4.4. para verificar os valores apresentados pelo módulo do vetor dos valores RMS dos três eixos durante as simulações de tremor e, com isso, definir arbitrariamente a escala de valores apresentados ao simular uma escala de tremores de forma subjetiva.

#### 4.2.2 Protocolo MQTT

A comunicação entre o microcontrolador e o ambiente cloud *Azure IoT Central* foi feita utilizando o protocolo de comunicação *Message Queue Telemetry Transport*

(MQTT). Trata-se de um protocolo desenvolvido pela IBM e sua arquitetura baseia-se na publicação e assinatura (*publish-subscribe*), em que o dispositivo envia (*publish*) as informações coletadas a um intermediário (*broker*). Os inscritos nos tópicos do *broker* (*subscribers*) recebem as informações pela retransmissão realizada pelo intermediário (OASIS, 2014).

A implementação do protocolo foi feita utilizando a biblioteca desenvolvida pela *Microsoft* para conexão e comunicação com o serviço de gerenciamento IoT, *Azure SDK for Embedded C*. Dentre suas funcionalidades estão a criação do cliente que irá conectar-se ao *broker* (*Azure IoT Central*), autenticação, envio de mensagens tanto com HTTP, quanto MQTT, e recebimento de callbacks e comando enviados pelo *broker* (Documentação Microsoft, 2022). Com isso, é possível criar uma consulta dos dados enviados ao *Azure IoT Central* e exibi-los utilizando o *Dashboard* disponibilizado pela plataforma.

#### 4.3 PLATAFORMA IoT E DASHBOARD

Como citado na seção anterior, a plataforma IoT utilizada foi o *Microsoft Azure IoT Central*, seu propósito é reduzir a carga e custo de desenvolvimento e gerenciamento de soluções de IoT de grande escala. Dessa forma, o uso de uma Plataforma como Serviço (aPaaS) traz mais foco no aproveitamento das informações geradas ao diminuir o custo de manutenção e atualização de uma infraestrutura IoT (STACKOWIAK, 2019).

##### 4.3.1 Arquitetura

A principal forma de interação com a plataforma é por meio de uma aplicação web, onde é possível gerenciar dispositivos, grupos de dispositivos, modelos de dispositivos, visualizar dados gerados, montar *dashboards* e integrar com outros serviços *Microsoft* ou a aplicativos terceiros por meio de *Application Programming Interface* (API) utilizando *Representational State Transfer* (REST).

A plataforma permite conectar e gerenciar a autenticação dos dispositivos, além de monitorar sua disponibilidade e funcionamento apropriado. Manutenções também podem ser feitas utilizando o envio de comandos remotamente aos dispositivos gerenciados.

É possível também exibir e analisar dados com as funcionalidades de consulta e *dashboards*, além de ser possível exportar dados e integrar com outras ferramentas e aplicações (Documentação Microsoft, 2022). A Figura 2 mostra uma imagem com os componentes e ilustra as funcionalidades citadas.

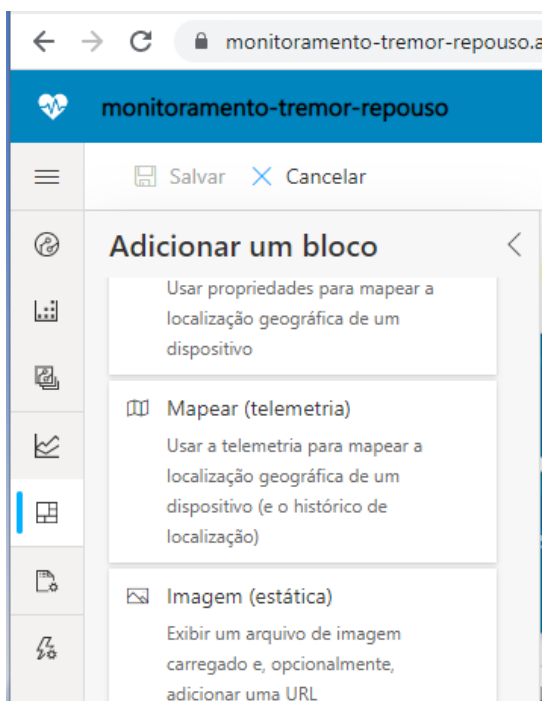
#### 4.3.2 Autenticação

A autenticação de dispositivos com o aplicativo do *IoT Central* ocorre por meio de um token de Assinatura de Acesso Compartilhado (SAS) ou de um certificado X.509. Na presente aplicação utilizou-se o token gerado a partir de um par de chaves (pública e privada) gerado e gerenciado pela plataforma, garantindo que os dispositivos estejam provisionados para terem acesso ao ambiente cloud. Para autenticar-se é necessário também utilizar o ID do Dispositivo gerado durante o provisionamento.

#### 4.3.3 Dashboard

A funcionalidade de *Dashboard* do *Azure IoT Central* possui várias opções de blocos para exibir dados recebidos pela plataforma. Alguns exemplos de blocos são diferentes gráficos, propriedades, tabela de histórico, mapa, imagem, conteúdo escrito. Trata-se de elementos para montar uma interface visual com os dados coletados dos dispositivos gerenciados. Abaixo uma figura de algumas opções oferecidas:

Figura 5 – Opções de blocos disponíveis no *Azure IoT Central* para construção do *dashboard*.



Fonte: Ambiente cloud do trabalho.

O intuito de usar essa ferramenta no trabalho foi para proporcionar uma forma barata, segura e em tempo real para exibir de forma gráfica os dados adquiridos pelo dispositivo vestível. Dessa forma, ao utilizar essa ferramenta, os profissionais de saúde poderiam acompanhar a evolução da doença dos pacientes com Doença de Parkinson.

#### 4.4 REALIZAÇÃO DOS TESTES PARA DETECTAR TREMOR DE REPOUSO

Para testar se o *script* desenvolvido processa as informações de aceleração e detecta tremor de repouso foram realizadas coletas pela autora em si mesma, com períodos de descanso e períodos de simulação de tremor de Parkinson. Foram realizadas três coletas com o punho em repouso. A Figura 6 ilustra a posição da mão para realização do teste:

Figura 6 – Punho em repouso.





Fonte: Autoria própria.

#### 4.4.1 Protocolos de teste

Usando o monitor serial do *Arduino* foram coletadas as amostras durante um minuto, com um minuto de pausa entre elas. As informações mostradas na Tabela 3 foram transferidas para o *Google Sheets* para serem analisadas.

Tabela 3 – Tabela contendo os tipos e formatações das informações transferidas ao *Google Sheets*.

Data e horário	Horário	rmsX	rmsY	rmsZ	ModuloVetor
yyyy-MM-dd hh:MM:ss	hh:MM:ss	x,xx	x,xx	x,xx	x,xx

Fonte: Autoria própria.

Os testes foram realizados durante aproximadamente doze minutos, divididos em janelas de um minuto aproximadamente. A coleta do punho sem tremor foi alternada com a mão apoiada na mesa, sendo um minuto para a coleta do teste e um minuto de pausa entre as coletas.

Após três medições do punho sem tremor, o mesmo procedimento foi feito para o punho simulando o tremor parkinsoniano. O teste realizado foi com o punho em

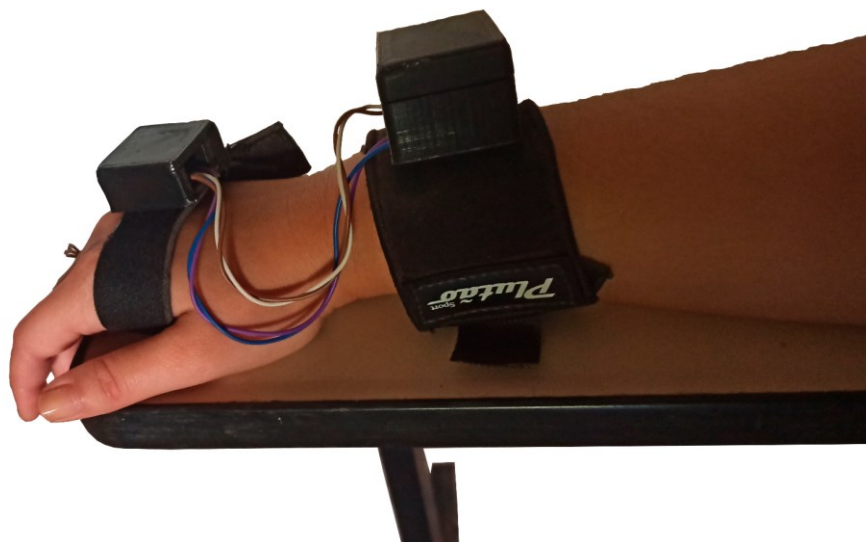
repouso. Abaixo uma figura da mão apoiada (período de pausa) e outra do punho em repouso:

Figura 7 – (A) mão com punho em repouso. (B) mão na posição de pausa.

(A)



(B)



Fonte: Autoria própria.

A análise dos resultados envolveu o cálculo da média e desvio padrão de cada teste, de forma que a precisão do sistema pudesse ser verificada, assim como a geração de gráficos para ilustrar o comportamento do *script* mediante tremor ou não-tremor. A média é calculada por:

$$M = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n \quad (\text{Eq. 5})$$

Em que  $M$  é a média,  $N$  é o número de amostras,  $x_n$  é cada amostra na soma. Já o desvio padrão é calculado utilizando a seguinte fórmula:

$$DP = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x_n - M_A)^2} \quad (\text{Eq.6})$$

Em que  $DP$  é o desvio padrão,  $N$  número de amostras,  $x_n$  cada amostra,  $M_A$  média dos dados.

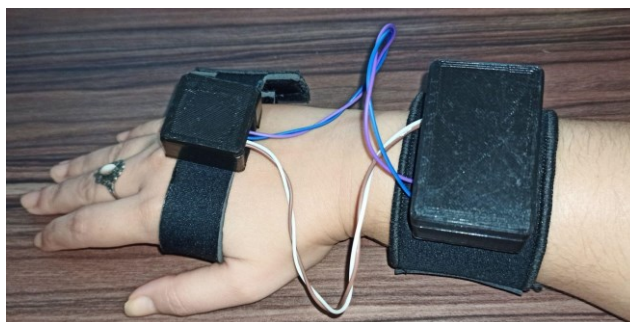
## 5 RESULTADOS

Esta seção mostra os resultados do script desenvolvido e sua capacidade de detectar tremor de repouso evidenciada pelos testes realizados. Estes foram realizados na própria autora, em que os tremores parkinsonianos foram simulados. Além disso, o protótipo de dispositivo vestível e o ambiente cloud utilizado são mostrados, incluindo o *Dashboard* para exibir as informações enviadas ao *Azure IoT Central*.

### 5.1 PROTÓTIPO DE DISPOSITIVO VESTÍVEL

O protótipo foi desenvolvido para acomodar o ESP32 e o sensor MPU6050 de forma confortável no punho do usuário, de forma que o sensor fica no dorso da mão e o microcontrolador no punho. Foi utilizado um estojo desenhado no *AutoDesk AutoCAD®* fixado em uma luva esportiva adaptada feita de neoprene. A Figura 8 mostra o dispositivo desenvolvido.

Figura 8 – Protótipo de dispositivo vestível desenvolvido.



Fonte: Autoria própria.

## 5.2 HARDWARE UTILIZADO

O *hardware* é formado pelo sensor inercial *MPU6050* apresentado na seção de metodologia e o kit de desenvolvimento *ESP32-WROOM-32E*. Para determinar o funcionamento adequado do sensor, foram adquiridas cinquenta amostras de medida em cada eixo voltado para cima. Abaixo os resultados apresentados por cada eixo:

Tabela 4 – Média e desvio padrão de cada eixo ao ser medido perpendicular ao solo.

<b>Eixo</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio padrão</b>
X	1,0442	0,1000816998
Y	0,94	0,1918247611
Z	1,011	0,07335836434

Fonte: Autoria própria.

## 5.3 CLASSIFICAÇÃO E ENVIO AO DETECTAR TREMOR

Foram realizadas três coletas de um minuto cada para o punho em repouso e três coletas de um minuto cada para o punho simulando um tremor parkinsoniano. As coletas foram feitas com o protótipo e a filtragem e cálculo dos rms foram realizados pelo script desenvolvido. A média e desvio padrão de cada coleta foram determinados por meio de cálculo no *Google Sheets*, conforme mostrado nas tabelas abaixo:

Tabela 5 – Médias e desvios padrões do teste de punho em repouso. Valores para mão em repouso.

<b>Coleta</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio Padrão</b>
1	0,86775	0,03060514663
2	0,878	0,05490224267
3	0,8305	0,05715313858

Fonte: Autoria própria.

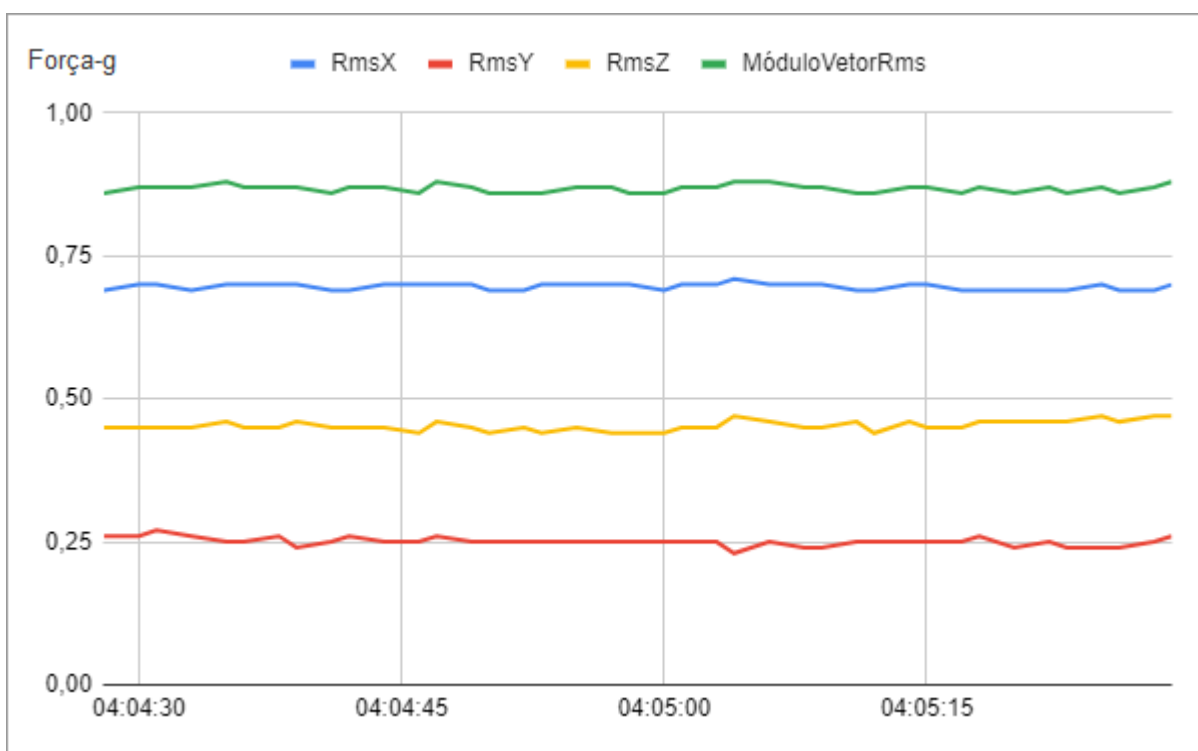
Tabela 6 – Médias e desvios padrões do teste de punho em repouso. Valores para mão simulando tremor parkinsoniano.

Coleta	Média	Desvio Padrão
1	1,31325	0,1240995568
2	1,36225	0,2213559633
3	1,40975	0,2344433567

Fonte: Autoria própria.

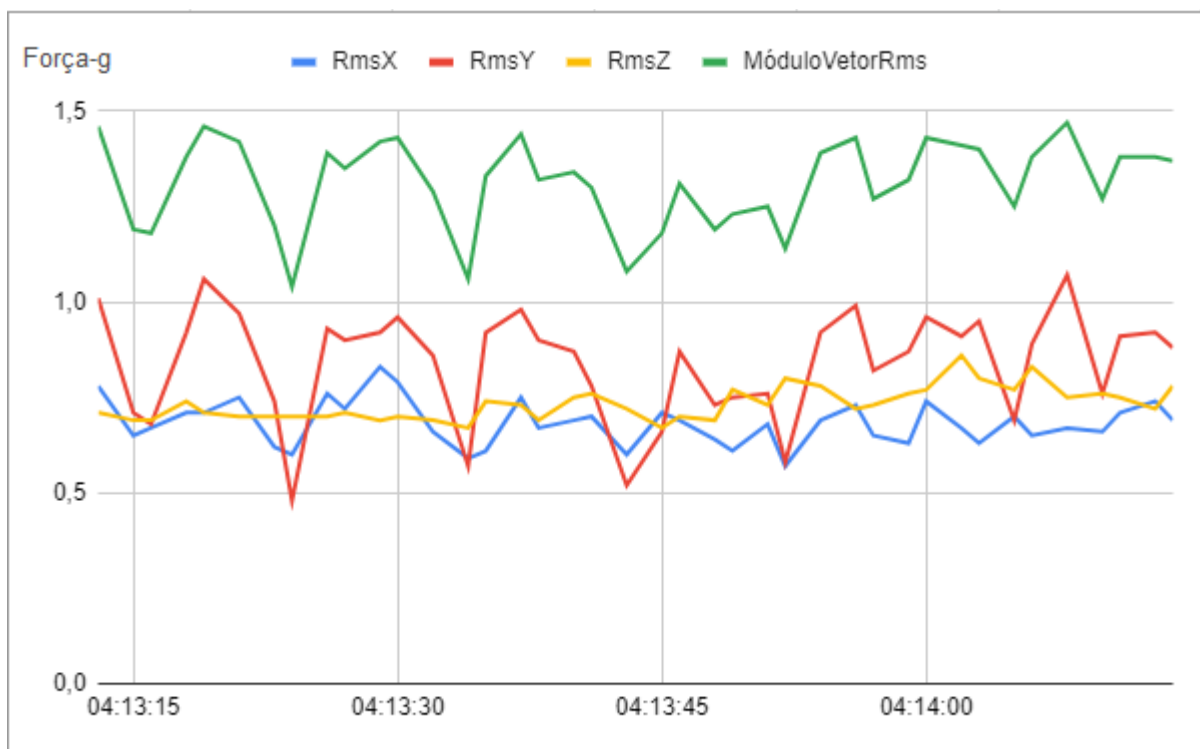
A fim de verificar visualmente o comportamento do sistema, um gráfico foi gerado para cada coleta realizada. Abaixo, o gráfico 1 mostra a primeira coleta com o punho em repouso, sem tremor. E o gráfico 2 da primeira coleta com o punho em repouso, com tremor:

Gráfico 1 – Primeira coleta do punho em repouso, sem tremor.



Fonte: Autoria Própria.

Gráfico 2 – Primeira coleta do punho em repouso, com tremor.



Fonte: Autoria própria.

No caso do funcionamento do sistema, quando o módulo do vetor dos três eixos for maior que um, indica um evento de tremor. Os níveis do tremor foram determinados arbitrariamente observando os valores no momento do teste. Dessa forma, os limites dos níveis foram determinados conforme mostrado na tabela abaixo:

Tabela 7 – Níveis e suas correspondências em força-g.

Nível	Correspondência em força-g
1	1,00 a 1,21
2	1,21 a 1,35
3	> 1,35

Fonte: Autoria própria.

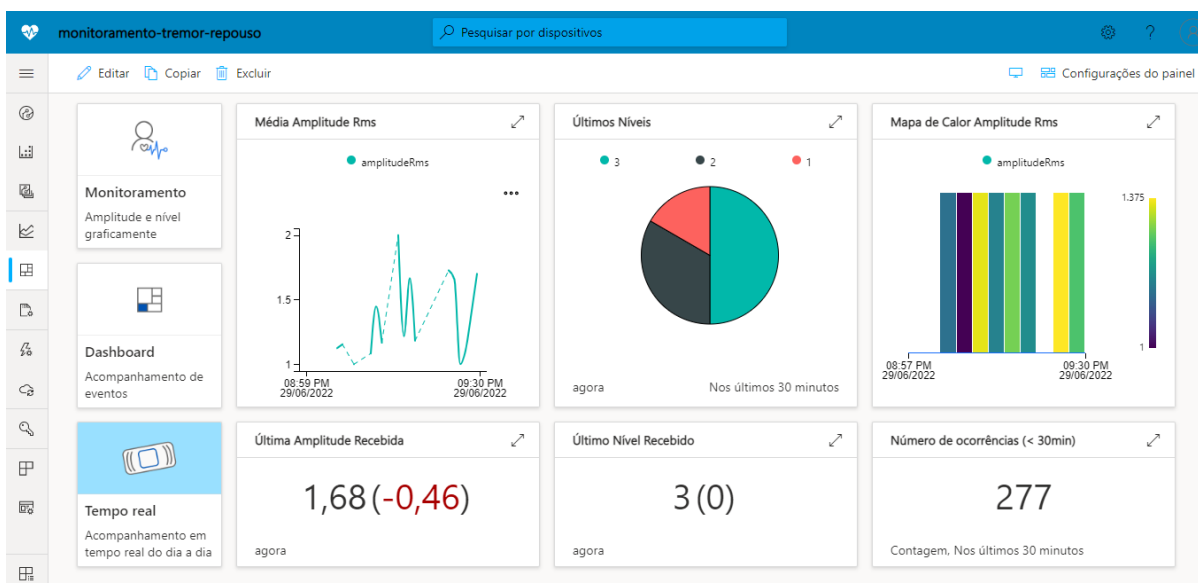
Quando o módulo do vetor dos três eixos estiver dentro dos limites de um nível, ele será classificado como um tremor deste nível.

Depois de coletar cinquenta amostras a 33 Hz, o script filtra e calcula o *RMS* em cada eixo, o módulo do vetor *RMS* desses eixos é calculado e verificado se está dentro dos limites dos valores esperados pelo sistema, conforme mostrado na tabela 6. Caso esteja, o código determina o nível e o módulo do vetor e estes são enviados ao ambiente cloud para serem exibidos. A conexão ao *Wi-fi*, conexão *MQTT* e autenticação são realizados antes do envio do *payload*.

#### 5.4 DASHBOARD PARA EXIBIÇÃO DOS DADOS

Ao detectar tremores, o sistema filtra e classifica o evento em um nível para enviar de forma segura ao ambiente cloud *Azure IoT Central*, onde essas informações são agregadas e exibidas de forma gráfica para fins de acompanhamento dos eventos de tremor recebidos. Abaixo uma figura do *Dashboard* desenvolvido:

Figura 9 – *Dashboard* desenvolvido para acompanhar graficamente os eventos de tremor.



Fonte: Autoria própria.

Os *cards* menores cujos títulos são Monitoramento, *Dashboard* e Tempo real são explicativos sobre o *dashboard*, não recebem informações do sensor. O gráfico Média Amplitude *RMS* é a amplitude média do módulo do vetor *RMS*, ela indica se o tremor está aumentando ou diminuindo. O mesmo vale para o gráfico Últimos Níveis, em que os últimos níveis recebidos são exibidos.

Além destes gráficos principais, há o Mapa de Calor Amplitude *RMS*, que mostra a tendência do tremor em relação aos últimos envios, clareando as barras quando a intensidade do tremor aumenta e escurecendo quando os tremores suavizam. Há ainda dois *cards* que mostram numericamente a tendência do tremor em relação aos envios anteriores, são eles Última Amplitude Recebida e Último Nível Recebido. Já o *card* “Número de ocorrências” mostra o número de eventos de tremor num dado período de tempo.

## 6 DISCUSSÃO

O sistema desenvolvido - *hardware* e *software* - cumpre seu objetivo de enviar de forma segura os eventos de tremor de repouso. O valor combinado dos três eixos fornece um feedback confiável do estado do paciente, ou seja, se está no período ON ou OFF.

A arquitetura não permite o consumo e exibição dos dados de forma instantânea, no caso de vários eventos em um curto espaço de tempo, isso porque os dados enviados ao *broker* devem ser consumidos para então serem agregados e exibidos em tela, no *Dashboard*, ou seja, há um *delay* entre o envio dos dados e a exibição em tela. Entretanto, ainda assim, trata-se de um *feedback* quase instantâneo e fornece a possibilidade de analisar esses dados de forma *off-line* também, por meio dos recursos e integrações que a plataforma disponibiliza.

O sensor funciona conforme esperado, já que a média das medidas brutas dos eixos está próxima de um. O dispositivo vestível facilitou as coletas e tornou possível otimizar os resultados, sendo o desvio padrão médio do primeiro teste, sem tremor, 0,043 e do segundo teste, com tremor, 0,19.

Dessa forma, o valor *RMS* segue a variação de aceleração devido ao movimento do punho. Os gráficos 1 e 2 apresentados demonstram o funcionamento do sistema conforme esperado, em que o primeiro mostra a sequência de valores *RMS* com poucas oscilações, pela ausência de tremor, e o segundo mostra um comportamento oscilante, pela presença de tremor.

Com o auxílio do *Dashboard* foi possível observar a tendência dos tremores ao longo do tempo. Fornecendo uma forma praticamente instantânea de obter informações do comportamento do paciente em relação à sua medicação dopaminérgica.



Outras vantagens do *Azure IoT Central* são o gerenciamento de vários dispositivos, comunicação segura, agrupamento de dispositivos, atualização remota de *software*, entre outras. Entretanto, a apresentação gráfica dos eventos de tremor é feita com dados agregados, mostrando uma tendência ao longo do tempo. Por exemplo, a média do módulo *RMS* dos três eixos ao longo do tempo. Sendo assim, as análises dos dados se tornam limitadas ao que o *Dashboard* oferece de opções de análises com dados agregados.

Os recursos apresentados podem representar, por exemplo, a intensidade das crises ao longo do dia, através do mapa de calor. Ou o número de eventos podem mostrar a evolução do tratamento ao longo dos dias, ajudando a ajustar a medicação de forma precisa e, talvez, combinada com as escalas subjetivas, como a UPDRS.

Para o acompanhamento ao longo dos dias o protótipo de dispositivo vestível deve ser melhorado de forma que seu uso não limite ou impeça qualquer atividade cotidiana, como lavar as mãos por exemplo. O tempo de monitoramento também deve ser estudado para entender por quanto tempo e de que forma o dispositivo deve ser usado para conseguir realizar o acompanhamento do tratamento aplicado ao usuário.

A interface apresentada na forma de Dashboard é uma ferramenta fornecida pela plataforma *Azure IoT Central* e, portanto, quem tem acesso a ela é o administrador da plataforma por padrão. No entanto, é possível adicionar usuários ao aplicativo e dar diferentes permissões a estes usuários, como administrador do aplicativo, operador do aplicativo, entre outros.

Apesar dos diferentes perfis oferecidos pela plataforma, para disponibilizar o monitoramento para o paciente acometido pelo Parkinson é necessário desenvolver uma interface específica para ele. A interface da plataforma não foi feita para ser usada pelo usuário final, mas sim por quem monitora a aplicação e isso pode comprometer a usabilidade por pessoas não treinadas e, muitas vezes, com capacidade motora limitada, como é o caso dos pacientes com Parkinson.

Desta forma, o trabalho cumpre seu objetivo, mas tem potencial para ser evoluído para tornar a sua aplicabilidade ainda mais real e de valor para ser utilizado por pacientes acometidos pela DP e pelos profissionais de saúde que os acompanham.

## 7 CONCLUSÃO

O sistema apresenta um bom funcionamento para seu propósito, sendo possível monitorar eventos de tremor de pacientes com Doença de Parkinson. Os testes foram feitos simulando tremores de repouso na própria autora e devem ser reproduzidos utilizando protocolos conhecidos para avaliar a correlação da classificação da aplicação com as escalas subjetivas.

Existem limitações na ferramenta para analisar os dados recebidos no ambiente cloud, mas é possível exportar esses dados e fazer diversos tipos de integrações para customizar a análise de dados. Portanto, o sistema desenvolvido poderia ser utilizado como uma forma segura de monitorar os eventos de tremor e saber a efetividade do tratamento aplicado nos períodos ON/OFF. Inclusive enviando alertas em períodos de crise, ou permitindo análises mais aprofundadas, graças aos dados gerados continuamente e o ambiente cloud seguro e gerenciado que foi utilizado.

Para melhorar a aplicabilidade do trabalho é necessário implementar as sugestões descritas na seção de discussão, de forma que os pacientes com DP possam utilizar o sistema em seu cotidiano e possam acompanhar seu próprio tratamento com autonomia e facilidade com uma interface adequada para tal objetivo.

## REFERÊNCIAS

- ALANIS, V. P. et al. Parkinson's Tremor Data Analysis Device. In: 2017, M. (Ed.). Smart Technology – FI-Artificial Intelligence – Smart Solutions for Optimization. Monterrey, Mexico: [s.n.]. p. 199–208, 2018.
- AL-QASEEMI, Sarah A. et al. IoT architecture challenges and issues: Lack of standardization. In: **2016 Future technologies conference (FTC)**. IEEE, 2016. p. 731-738.
- ANDRADE, A. O. et al. Human Tremor: Origins, Detection and Quantification. In: PEREIRA, A. A. (Ed.). . Rijeka: IntechOpen, 2013. p. Ch. 1. <http://dx.doi.org/10.5772/54524>.
- ANDRADE, A. TREMSEN Toolbox 2019. Disponível em: <https://github.com/NIATS-UFU/TREMSEN-Toolbox>. Acesso em: 02 out. 2021.
- Antonini, A.; Tolosa, E. Apomorphine and levodopa infusion therapies for advanced Parkinson's disease: Selection criteria and patient management. *Expert Rev. Neurother.* 2009, 9, 859–867.
- Arquitetura do Azure IoT Central. Documentação Microsoft, 2022. Disponível em: <https://docs.microsoft.com/pt-br/azure/iot-central/core/concepts-architecture>. Acesso em 23 jun. 2022.
- ASHTON, Kevin et al. That 'internet of things' thing. **RFID journal**, v. 22, n. 7, p. 97-114, 2009.
- AUTODESK®. **Software AutoCAD | Veja preços e compre o AutoCAD 2022 oficial**, 2021. Disponível em: <https://www.autodesk.com.br/products/autocad/overview>. Acesso em: 17 out. 2021.
- AWS IoT Core**. Developer Guide, 2021. Disponível em: <https://docs.aws.amazon.com/iot/latest/developerguide/iot-dg.pdf#what-is-aws-iot>. Acesso em: 12 set. 2021.
- SDK do dispositivo IoT do Azure para C**. Documentação Microsoft, 2022. Disponível em: <https://docs.microsoft.com/pt-br/azure/iot-hub/iot-hub-device-sdk-c-intro>. Acesso em: 22 jun. 2022.
- BALESTRINO, R.; SCHAPIRA, A. H. V. Parkinson disease. **European journal of neurology**, v. 27, n. 1, p. 27-42, 2020.
- BANERJEE, Amit et al. Emerging trends in IoT and big data analytics for biomedical and health care technologies. In: **Handbook of data science approaches for biomedical engineering**. Academic Press, 2020. p. 121-152.
- BARRACHINA-FERNÁNDEZ, Mercedes et al. Wearable Technology to Detect Motor Fluctuations in Parkinson's Disease Patients: Current State and Challenges. **Sensors**, v. 21, n. 12, p. 4188, 2021.

BILLINGHURST, Mark; STARNER, Thad. Wearable devices: new ways to manage information. *Computer*, v. 32, n. 1, p. 57-64, 1999.

CALIL, Bruno Coelho et al. Caracterização do tremor parkinsoniano de membros superiores por meio de sensores inerciais usando os métodos KNN e FCM. 2020.

CHANG, Hsing-Cheng et al. A wearable inertial measurement system with complementary filter for gait analysis of patients with stroke or Parkinson's disease. *IEEE Access*, v. 4, p. 8442-8453, 2016.

CHANNA, Asma et al. A-WEAR Bracelet for Detection of Hand Tremor and Bradykinesia in Parkinson's Patients. *Sensors*, v. 21, n. 3, p. 981, 2021.

**Comparação entre o Google Cloud e os serviços do Azure.** Documentação Microsoft, 2021. Disponível em: <https://docs.microsoft.com/pt-br/azure/architecture/gcp-professional/services>. Acesso em: 12 set. 2021.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE). Agência IBGE Notícias. **Número de idosos cresce 18% em 5 anos e ultrapassa 30 milhões em 2017.** Rio de Janeiro: 2018. Disponível em: <http://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-noticias/2012-agencia-de-noticias/noticias/20980-numero-de-idosos-cresce-18-em-5-anos-e-ultrapassa-30-milhoes-em-2017>. Acesso em: 11 set. 2021.

INVENSENSE®, **Manual of MPU6050**, V.3.4 (2013). Disponível em: <https://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>. Acesso em: 16. out. 2021.

DORSEY, E. Ray et al. Global, regional, and national burden of Parkinson's disease, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *The Lancet Neurology*, v. 17, n. 11, p. 939-953, 2018.

ESPRESSIF SYSTEMS®, **ESP32 Series Datasheet**, V.3.8 (2021). Disponível em: [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32\\_datasheet\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf). Acesso em: 16. out. 2021.

GOKHALE, Pradyumna; BHAT, Omkar; BHAT, Sagar. Introduction to IOT. *International Advanced Research Journal in Science, Engineering and Technology*, v. 5, n. 1, p. 41-44, 2018.

**Google Cloud IoT Core.** Google Cloud, 2021. Disponível em: <https://cloud.google.com/iot/docs/how-tos/gateways?hl=pt-br>. Acesso em: 12 out. 2021.

GOULART, F.; PEREIRA, L. X. Uso de escalas para avaliação da doença de Parkinson em fisioterapia. *Fisioter. pesqui*, p. 49–56, 2005. Disponível em: <http://www.revistas.usp.br/fpusp/article/view/76385/0>. Acesso em: 26 set. 2021.

GRAY, H. J.; BROWN, S. C. Dictionary of Physics. *Physics Today*, v. 12, n. 9, p. 52–54, set. 1959.

HOEHN, M. M.; YAHR, M. D. Parkinsonism: onset, progression, and mortality. 1967. *Neurology*, v. 50, n. 2, p. 318 and 16 pages following, fev. 1998.

JENKINSON, C. et al. Self-reported Functioning and Well-being in Patients with Parkinson's Disease: Comparison of the Short-form Health Survey (SF-36) and the Parkinson's Disease Questionnaire (PDQ-39). *Age and Ageing*, v. 24, n. 6, p. 505–509, 1995.

JEON, Hyoseon et al. Automatic classification of tremor severity in Parkinson's disease using a wearable device. **Sensors**, v. 17, n. 9, p. 2067, 2017.

JITKRITSADAKUL, O. et al. Tremor's glove-an innovative electrical muscle stimulation therapy for intractable tremor in Parkinson's disease: A randomized sham-controlled trial. *Journal of the Neurological Sciences*, 2017.

**Kaa IoT Platform**. Kaa Enterprise, 2021. Disponível em: <https://docs.kaaiot.io/KAA/docs/current/Welcome/>. Acesso em: 12 set. 2021.

KARPLUS, Robert; LUTTINGER, J. M. Hall effect in ferromagnetics. *Physical Review*, v. 95, n. 5, p. 1154, 1954.

KEMPSTER, Peter A.; HURWITZ, Brian; LEES, Andrew J. A new look at James Parkinson's Essay on the Shaking Palsy. *Neurology*, v. 69, n. 5, p. 482-485, 2007.

KUMAR, Nallapaneni Manoj; MALLICK, Pradeep Kumar. The Internet of Things: Insights into the building blocks, component interactions, and architecture layers. **Procedia computer science**, v. 132, p. 109-117, 2018.

LANDAU, H. J. Sampling, data transmission, and the Nyquist rate. **Proceedings of the IEEE**, v. 55, n. 10, p. 1701-1706, 1967.

MAETZLER, W.; KLUCKEN, J.; HORNE, M. A clinical view on the development of technology-based tools in managing Parkinson's disease. *Movement Disorders*, v. 31, n. 9, p. 1263–1271, set. 2016. <https://doi.org/10.1002/mds.26673>

MASSANO, J. Doença de Parkinson: atualização clínica. **Acta Médica Portuguesa**, v. 24, n. 4, p. 827-834, 2011.

MEIGAL, A. Y. et al. Linear and nonlinear tremor acceleration characteristics in patients with Parkinson's disease. *Physiological Measurement*, v. 33, n. 3, p. 395–412, 2012.

MUHAMED, Siti A.; NEWBY, Rachel; SMITH, Stephen L.; et al. Objective evaluation of bradykinesia in Parkinson's disease using evolutionary algorithms. **BIOSIGNALS 2018 - 11th International Conference on Bio-Inspired Systems and Signal Processing, Proceedings; Part of 11th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies, BIOSTEC 2018**, v. 4, n. February 2019, p. 63–69, 2018.

STANDARD, OASIS. MQTT version 3.1. 1. Disponível em: <http://docs.oasis-open.org/mqtt/mqtt/v3>, v. 1, p. 29, 2014. Acesso em: 24 jun 2022.

PARKINSON, James. An essay on the shaking palsy. 1817. *The Journal of neuropsychiatry and clinical neurosciences*, v. 14, n. 2, p. 223–236, 2002.

PASLUOSTA, Cristian F. et al. An emerging era in the management of Parkinson's disease: wearable technologies and the internet of things. **IEEE journal of biomedical and health informatics**, v. 19, n. 6, p. 1873-1881, 2015.

Pastorino, M.; Cancela, J.; Arredondo, M.T.; Pastor-Sanz, L.; Contardi, S.; Valzania, F. Preliminary results of ON/OFF detection using an integrated system for Parkinson's disease monitoring. In: Proceedings of the 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Osaka, Japan, 3–7 July 2013; Volume 941.

Patel, S.; Chen, B.R.; Mancinelli, C.; Paganoni, S.; Shih, L.; Welsh, M. Longitudinal monitoring of patients with Parkinson's disease via wearable sensor technology in the home setting. In Proceedings of the 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Boston, MA, USA, 30 August–3 September 2011; pp. 552–555.

PÉREZ-LÓPEZ, Carlos et al. Assessing motor fluctuations in Parkinson's disease patients based on a single inertial sensor. **Sensors**, v. 16, n. 12, p. 2132, 2016.

PERUMAL, Shyam V.; SANKAR, Ravi. Gait and tremor assessment for patients with Parkinson's disease using wearable sensors. **Ict Express**, v. 2, n. 4, p. 168-174, 2016.

PETO, V. et al. The development and validation of a short measure of functioning and well being for individuals with Parkinson's disease. *Quality of Life Research*, v. 4, n. 3, p. 241–248, jun. 1995.

Pezzoli G, Cereda E. Exposure to pesticides or solvents and risk of Parkinson disease. *Neurology* 2013; 80: 2035–41

PINTO, Janeth F. Magnetometria por efeito Hall. p. 76, 2010.

PIZZA, Stefania et al. Smartwatch in vivo. In: **Proceedings of the 2016 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems**. 2016. p. 5456-5469.

RAMAKER, C. et al. Systematic evaluation of rating scales for impairment and disability in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, v. 17, n. 5, p. 867–876, set. 2002.

RAY, Partha Pratim. A survey on Internet of Things architectures. **Journal of King Saud University-Computer and Information Sciences**, v. 30, n. 3, p. 291-319, 2018.

RAZA, Mohsin et al. Intelligent IoT framework for indoor healthcare monitoring of Parkinson's disease patient. **IEEE Journal on Selected Areas in Communications**, v. 39, n. 2, p. 593-602, 2020.

RIGAS, George et al. Assessment of tremor activity in the Parkinson's disease using a set of wearable sensors. **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, v. 16, n. 3, p. 478-487, 2012.

ROMERO, Luis Eduardo; CHATTERJEE, Parag; ARMENTANO, Ricardo Luis. An IoT approach for integration of computational intelligence and wearable sensors for

Parkinson's disease diagnosis and monitoring. **Health and Technology**, v. 6, n. 3, p. 167-172, 2016.

SANTOS, Sandro. **Introdução à IoT: Desvendando a Internet das Coisas**. SS Trader Editor, 2018.

SHAEFFER, D. K. MEMS inertial sensors: A tutorial overview. *IEEE Communications Magazine*, v. 51, n. 4, p. 100–109, abr. 2013.

SILVA, Ana Beatriz Gomes et al. Doença de Parkinson: revisão de literatura. **Brazilian Journal of Development**, v. 7, n. 5, p. 47677-47698, 2021.

SILVA, Ana Paula Sousa Paixão Barroso da et al. O uso de sensores inerciais para caracterização e classificação do tremor de punho em indivíduos com a doença de Parkinson e correlação com a escala de avaliação subjetiva: UPDRS. 2018.

STACKOWIAK, Robert. IoT Central and Solution Accelerators. In: **Azure Internet of Things Revealed**. Apress, Berkeley, CA, 2019. p. 119-143.

Tzallas, A.T.; Tsiouras, M.G.; Rigas, G. PERFORM: A system for monitoring, assessment and management of patients with Parkinson's disease. *Sensor* **2014**, *14*, 21329–21357.

VANICEK, Petr; KRAKIWSKY, Edward J. **Geodesy: the concepts**. Elsevier, 2015.

Vlaar T, Kab S, Schwaab Y, Frery N, Elbaz A, Moisan F. Association of Parkinson's disease with industry sectors: a French nationwide incidence study. *Eur J Epidemiol* 2018; published online May 5. DOI:10.1007/s10654-018-0399-3.

Weisskopf MG, Weuve J, Nie H, et al. Association of cumulative lead exposure with Parkinson's disease. *Environ Health Perspect* 2010; *118*: 1609–13.