



UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
CAMPUS QUIXADÁ
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

ALBERTH ARAUJO DA SILVA

VERSTICK 1.1: DISPOSITIVO PARA AUXILIAR PESSOAS COM PARKINSON

QUIXADÁ
2026

ALBERTH ARAUJO DA SILVA

VERSTICK 1.1: DISPOSITIVO PARA AUXILIAR PESSOAS COM PARKINSON

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia de Computação do Campus Quixadá da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do grau de bacharel em Engenharia de Computação.

Orientador: Prof. Me. Marcelo Martins da Silva.

QUIXADÁ

2026

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação
Universidade Federal do Ceará
Sistema de Bibliotecas

Gerada automaticamente pelo módulo Catalog, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

S581 Silva, Alberth Araujo da.
Verstick 1.1: dispositivo para auxiliar pessoas com Parkinson / Alberth Araujo da
Silva. – 2026.
79 f. : il. color.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Federal do Ceará, Campus de Quixadá,
Curso de Engenharia de Computação, Quixadá, 2026.
Orientação: Prof. Me. Marcelo Martins da Silva.

1. Doença de Parkinson. 2. Tecnologia assistiva. 3. Avaliação.
4. Dispositivos vestíveis. 5. Usabilidade. I. Título.

CDD 621.39

ALBERTH ARAUJO DA SILVA

VERSTICK 1.1: DISPOSITIVO PARA AUXILIAR PESSOAS COM PARKINSON

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Engenharia de Computação do Campus Quixadá da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do grau de bacharel em Engenharia de Computação.

Aprovada em: 22 de Janeiro de 2026

BANCA EXAMINADORA

Prof. Me. Marcelo Martins da Silva (Orientador)
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Marcos Devaner do Nascimento
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Me. Thiago Werley Bandeira da Silva
Universidade Federal do Ceará (UFC)

RESUMO

Este estudo tem como objetivo avaliar o desempenho e a usabilidade do VerStick, um dispositivo vestível desenvolvido para auxiliar pessoas com Doença de Parkinson a reduzir os tremores das mãos durante a alimentação. A pesquisa buscou compreender as necessidades dos usuários e testar o dispositivo em um ambiente controlado, com a aplicação de questionários e entrevistas para avaliar sua eficácia e aceitação. O trabalho propôs uma metodologia baseada em levantamento bibliográfico, identificação de necessidades, avaliações de desempenho e usabilidade do dispositivo, contribuindo para o desenvolvimento de tecnologias assistivas mais adequadas às necessidades da população com Parkinson.

Palavras-chave: Doença de Parkinson; tecnologia assistiva; avaliação; dispositivos vestíveis; usabilidade.

ABSTRACT

This study aims to evaluate the performance and usability of VerStick, a wearable device developed to assist people with Parkinson's Disease in reducing hand tremors during meals. The research sought to understand the users' needs and tested the device in a controlled environment, applying questionnaires and interviews to assess its effectiveness and acceptance. The work proposed a methodology based on a literature review, identification of needs, and evaluations of the device's performance and usability, contributing to the development of assistive technologies better suited to the needs of the Parkinson's population.

Keywords: Parkinson's Disease; assistive technology; hand tremors; wearable devices; usability.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – A progressão temporal dos sintomas motores e não motores na Doença de Parkinson, desde a fase prodrômica até os estágios tardios.	15
Figura 2 – Porcentagem de participantes com Doença de Parkinson (PD) e Controles Saudáveis (HC) que relataram dificuldades em itens visuoespaciais.	18
Figura 3 – Média de erros (não corrigidos - UC e autocorrigidos - SC) nas condições de inibição (Condição 3) e de troca de tarefa (Condição 4) do teste de Stroop.	19
Figura 4 – Exemplos de TA.	24
Figura 5 – Estrutura para usabilidade,	29
Figura 6 – Visão geral do Verstick.	35
Figura 7 – Arquitetura Física do Verstick.	36
Figura 8 – Esquemático Elétrico do Verstick.	37
Figura 9 – Diagrama de Camadas do Verstick.	38
Figura 10 – Protótipo de SAKAR	39
Figura 11 – Colher de Talaei	40
Figura 12 – Colher ergonômica de Sheeshayana	41
Figura 13 – Gyenno spoon	42
Figura 14 – Passos Metodológicos	44
Figura 15 – Atual protótipo do Verstick após refinamento,	49
Figura 16 – Sensor LSM9DS1	50
Figura 17 – Servomotores MG90S	50
Figura 18 – Condição I — Sem filtro e sem PID.	51
Figura 19 – Condição II — Sem filtro e com PID.	52
Figura 20 – Condição III — Filtro complementar e sem PID.	53
Figura 21 – Condição IV — Filtro complementar e com PID.	53
Figura 22 – Condição V — Filtro de Kalman e sem PID.	54
Figura 23 – Condição VI — Filtro de Kalman e com PID.	55
Figura 24 – Avaliação dos quatro cenários no laboratório de usabilidade.	59
Figura 25 – Verde - Normal; Azul - Discreto; Ligeiro - Amarelo.	59

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Resumo dos dados de parâmetros da marcha extraídos da Figura 3 de Janssen et al. (2019) Janssen <i>et al.</i> (2019), comparando pacientes com Doença de Parkinson (PD) e Controles Saudáveis (Healthy) sob diferentes condições de carga cognitiva (Sem Carga - noCL; Com Carga - AST) e pistas visuais (Sem Pistas - noVC; Com Pistas - VC). Os valores são medianas aproximadas. . .	20
Tabela 2 – Deficiências motoras que afetam a Qualidade de Vida.	26
Tabela 3 – Resultados de desempenho dos usuários nos cenários de teste.	56
Tabela 4 – Matriz de confusão estimada com base no desfecho das tarefas (N=280). . .	57
Tabela 5 – Comparativo de desempenho: Trabalho Anterior vs. Versão Atual (VerStick). . .	58

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	10
1.1	Objetivos	13
<i>1.1.1</i>	<i>Objetivos geral</i>	13
<i>1.1.2</i>	<i>Objetivos específicos</i>	13
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	14
2.1	Doença de Parkinson	14
<i>2.1.1</i>	<i>Definição</i>	14
<i>2.1.2</i>	<i>Manifestações Clínicas e Progressão da Doença</i>	14
<i>2.1.3</i>	<i>O Desafio do Diagnóstico Clínico</i>	15
<i>2.1.4</i>	<i>Contexto de Saúde e a Necessidade de Apoio Tecnológico</i>	16
2.2	Desafios de Interação em Dispositivos para pessoas com Parkinson	16
<i>2.2.1</i>	<i>Desafios Motores</i>	17
<i>2.2.2</i>	<i>Desafios Sensoriais e Cognitivos</i>	18
<i>2.2.3</i>	<i>Desafios Sociais e Emocionais</i>	21
2.3	Interfaces Tangíveis	22
2.4	Tecnologias Assistivas	23
<i>2.4.1</i>	<i>Aplicações da TA na Doença de Parkinson</i>	26
<i>2.4.1.1</i>	<i>Auxílios Tradicionais à Mobilidade e Vida Diária</i>	26
<i>2.4.1.2</i>	<i>Dispositivos Vestíveis (Wearables) e Sensores</i>	27
<i>2.4.1.3</i>	<i>Aplicações Móveis (Apps) e Software</i>	27
<i>2.4.1.4</i>	<i>Tecnologias Imersivas e Robótica</i>	28
2.5	Usabilidade	28
<i>2.5.1</i>	<i>A Importância da Usabilidade em Tecnologias Assistivas</i>	30
2.6	Sistemas Embarcados	31
<i>2.6.1</i>	<i>O controle PID (Proporcional, Integral e Derivativo)</i>	33
2.7	VerStick	34
<i>2.7.1</i>	<i>Arquitetura</i>	35
<i>2.7.1.1</i>	<i>Arquitetura Física</i>	35
<i>2.7.1.2</i>	<i>Arquitetura Eletrônica</i>	36
<i>2.7.1.3</i>	<i>Arquitetura de Software</i>	37

2.7.2	<i>O Diferencial da Versatilidade</i>	38
3	TRABALHOS RELACIONADOS	39
3.1	Projeto e Validação de uma Empunhadura Estabilizadora de Tremor para Pacientes com Doença de Parkinson e Tremor Essencial	39
3.2	Projeto e Fabricação de um Dispositivo para Redução do Tremor nas Mãos em Pacientes com Parkinson durante a Alimentação	39
3.3	Colher Ergonômica de Controle de Tremor para Doença de Parkinson .	40
3.4	Batido, não Mexido: Um Estudo Piloto Testando um Dispositivo de Estabilização de Colher Giroscópica na Doença de Parkinson e Tremor .	41
3.5	Análise Geral dos Trabalhos Relacionados	42
4	METODOLOGIA	44
4.1	Avaliação de Desempenho	45
4.2	Avaliação da Interação com o Usuário	45
4.3	Coleta de Dados	48
4.4	Análise dos Dados e Resultados	48
5	RESULTADOS E DISCUSSÕES	49
5.1	Evolução e Refinamento do Protótipo	49
5.1.1	<i>Otimização do Software e Bibliotecas</i>	50
5.2	Resultados da Avaliação de Desempenho	51
5.3	Resultados da Avaliação da Interação com o Usuário	55
5.3.1	<i>Caracterização da Avaliação e Participantes</i>	56
5.3.2	<i>Protocolo de Testes no Laboratório</i>	56
5.3.3	<i>Análise dos Cenários de Uso (MDS-UPDRS e Tarefas)</i>	56
5.3.4	<i>Avaliação Qualitativa e Experiência do Usuário (UX)</i>	59
5.3.5	<i>Avaliação Qualitativa e Discussão da Experiência do Usuário (UX)</i>	60
5.3.5.1	<i>Usabilidade e Facilidade de Operação</i>	61
5.3.5.2	<i>Ergonomia e Estrutura Física</i>	61
5.3.5.3	<i>Versatilidade: O Diferencial do VerStick</i>	62
5.3.5.4	<i>Síntese da Discussão</i>	62
5.4	Lições Aprendidas	63
5.5	Limitações do Trabalho	63
6	CONCLUSÃO	65

REFERÊNCIAS	67
APÊNDICE A –QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO DE USABILIDADE E EXPERIÊNCIA DO USUÁRIO (VERSTICK) . . .	75

1 INTRODUÇÃO

A Doença de Parkinson (DP) é uma condição neurodegenerativa progressiva que afeta cerca de 1% da população mundial acima dos 60 anos (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2022). Caracterizada pela morte precoce de neurônios dopaminérgicos na Substância Negra pars compacta (SNpc), levando a uma deficiência de dopamina nos gânglios da base e causando sintomas motores como bradicinesia, rigidez muscular e tremor em repouso (Kalia; Lang, 2015). Além disso, sintomas não motores, como alterações cognitivas e psiquiátricas, podem surgir anos antes dos sinais motores (Marsden, 1994).

Para além do diagnóstico clínico, conviver com a Doença de Parkinson significa enfrentar uma perda progressiva da independência em tarefas cotidianas. A bradicinesia e a rigidez transformam atos simples como vestir-se ou manusear talheres em desafios frustrantes, enquanto o tremor pode gerar constrangimento e levar ao afastamento social (Jankovic, 2008). A dificuldade na escrita (micrografia) e em outras tarefas de motricidade fina compromete a comunicação e a autonomia do indivíduo, impactando sua capacidade de interação com o ambiente e com os objetos do cotidiano (Zhao *et al.*, 2021).

Nesse contexto, um crescente corpo de pesquisa destaca o potencial das Tecnologias Assistivas (TAs), em especial dos dispositivos vestíveis (*wearables*), como aliadas no manejo da Doença de Parkinson (Bersch; Tonolli, 2006). Tais tecnologias garantem não apenas auxiliar na mobilidade, mas também monitorar a flutuação de sintomas motores e promover maior independência, resultando em ganhos na qualidade de vida (Acharya; Paudel, 2025).

No entanto, a transição da promessa tecnológica para o benefício prático é complexa. Um desafio central reside na usabilidade desses dispositivos, visto que muitas soluções comerciais não são projetadas sob a ótica da experiência do usuário com DP (Sevcenko; Lindgren, 2022). Limitações como o tremor e a bradicinesia dificultam a manipulação de interfaces pequenas, enquanto sintomas não motores, como o declínio cognitivo, podem tornar a navegação em sistemas complexos uma barreira difícil de superar (Tolosa *et al.*, 2021). Consequentemente, a falta de um *design* centrado no usuário é uma das principais causas para as altas taxas de abandono tecnológico, o que reforça a necessidade de avaliar rigorosamente novos dispositivos, como o VerStick (Silva, 2023), quanto ao seu desempenho e, crucialmente, à sua usabilidade e aceitação pelo público-alvo.

Felizmente, avanços tecnológicos recentes oferecem novos modelos para superar exatamente essas barreiras de interação. A evolução dos sistemas embarcados viabilizou o

desenvolvimento de dispositivos vestíveis cada vez menores, mais eficientes em termos de energia e com capacidade de processamento em tempo real, ideais para aplicações discretas no corpo (Carter, 2022). Simultaneamente, a ascensão da Internet das Coisas (IoT) permite que esses dispositivos se conectem, transformando-os de meros auxílios locais em ferramentas poderosas para o monitoramento contínuo da saúde, permitindo a coleta de dados sobre sintomas e compartilha de forma segura com cuidadores e equipes médicas (Saez *et al.*, 2025). Para superar o desafio da interação, destaca-se o campo das interfaces tangíveis (TUIs), que focam na manipulação de objetos físicos como meio de controle, substituindo menus e botões abstratos por interações mais intuitivas e com menor carga cognitiva. Essa abordagem é especialmente promissora para a criação de tecnologias assistivas que sejam não apenas funcionais, mas verdadeiramente integradas e aceitas pelos usuários (Bhowmick; Bergqvist, 2023).

Contudo, a disponibilidade de tecnologias avançadas não garante uma solução eficaz. Para que um dispositivo assistivo transcenda a prova de conceito e gere impacto real na vida dos usuários, ele precisa ser submetido a uma avaliação rigorosa em duas frentes complementares e igualmente cruciais: desempenho e usabilidade. A avaliação de desempenho foca na eficácia técnica: o dispositivo de fato cumpre sua função primordial, neste caso, a supressão de tremores, de maneira mensurável e confiável (ALMahadin, 2021). Paralelamente, a avaliação de usabilidade é o que determina a viabilidade de uso no mundo real. Ela investiga se a interação com o dispositivo é intuitiva, se o seu design é confortável e discreto, e se ele se integra de forma harmoniosa nas atividades do cotidiano, respondendo diretamente ao problema do abandono tecnológico (Radhitya *et al.*, 2024).

É precisamente nesta avaliação de usabilidade que a disciplina de Interação Humano-Computador (IHC) se torna a ferramenta central. A IHC propõe que, para ser eficaz, uma tecnologia deve ser projetada com foco total na perspectiva do usuário, especialmente quando este possui necessidades específicas como as impostas pela DP (Sharp *et al.*, 2019). Avaliar os aspectos de interação vai além de um simples teste; significa analisar a carga cognitiva de cada tarefa, a resposta do sistema à falta de precisão motora e a experiência emocional de usar o dispositivo. Portanto, a aplicação de métodos de Interação Humano-Computador (IHC) é o que permite traduzir uma solução tecnicamente funcional em uma ferramenta de fato acessível, útil e que promove a dignidade do usuário no seu cotidiano. (Milani *et al.*, 2024)

Devido às particularidades motoras e sensoriais associadas ao Parkinson, o estudo enfatiza a importância de revisões constantes no desenvolvimento das tecnologias assistivas.

Compreender os desafios relatados diretamente pelos usuários fornece *insights* importantes para criar dispositivos mais eficazes, inclusivos e adaptados às suas necessidades reais, contribuindo diretamente para melhorar a qualidade de vida dessa população.

Estudos recentes investigaram tecnologias para auxiliar pessoas com Parkinson em atividades cotidianas. Abbasi *et al.* (2018) propuseram um dispositivo portátil com dois motores ortogonais para reduzir tremores em simulações. Já Sarkar e Zheng (2019) desenvolveram um estabilizador de mão eficaz e de baixo custo, mas limitado a um eixo. Talaei e Kargar (2023) tratam uma colher eletrônica adaptativa para alimentação, enquanto Shreeshayana *et al.* (2024) criaram uma colher ergonômica autoestabilizadora, com desempenho variando conforme o alimento. Em contrapartida, Ryden *et al.* (2020) não obtiveram resultados expressivos ao testar uma colher com estabilização giroscópica. Esses trabalhos destacam a relevância contínua de avaliações práticas sobre usabilidade e desempenho das tecnologias assistivas.

Diante do potencial e dos desafios apontados na avaliação (Silva, 2023), o presente trabalho visa contribuir para essa área ao conduzir uma nova avaliação de um refinamento do protótipo do VerStick. A metodologia desta investigação foi da seguinte forma: iniciou-se com a compreensão das necessidades dos usuários em seus contextos reais; seguiu com a avaliação do desempenho técnico do dispositivo em laboratório para aferir sua eficácia na supressão de tremores; e culminou em uma análise da usabilidade e Experiência do Usuário (UX) por meio de testes de interação, entrevistas e questionários. Por fim, a análise consolidada dos dados buscou não apenas validar as melhorias implementadas, mas também gerar diretrizes claras para as futuras iterações do VerStick.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivos geral

Avaliar um dispositivo vestível de tecnologia assistiva que auxilia pessoas com Doença de Parkinson na execução de atividades com as mãos para que elas possam ter maior independência no seu cotidiano.

1.1.2 Objetivos específicos

Para atingir este objetivo geral, os objetivos específicos definidos são:

- Avaliar o desempenho do dispositivo por meio de experimentos controlados em laboratório;
- Avaliar a usabilidade da nova versão do Verstick com o dispositivo por meio de observações, entrevistas e questionários pós-uso;
- Analisar os dados coletados para identificar possíveis melhorias de desempenho e usabilidade.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo apresenta os conceitos fundamentais que servem de base para este trabalho. A Seção 2.1 introduz a Doença de Parkinson, detalhando suas características e complexidades. Em seguida, A Seção 2.2 aborda os desafios de interação específicos que essa condição impõe no uso de dispositivos tecnológicos. Para contextualizar possíveis soluções, A Seção 2.3 discute o paradigma das Interfaces Tangíveis, enquanto A Seção 2.4 explora o campo das Tecnologias Assistivas. A Seção 2.5 foca nos conceitos de usabilidade e nos métodos para a avaliação de dispositivos. Por fim, A Seção 2.6 introduz a noção de Sistemas Embarcados e Por fim, a Seção 2.7 apresenta o VerStick, objeto de estudo deste trabalho.

2.1 Doença de Parkinson

2.1.1 Definição

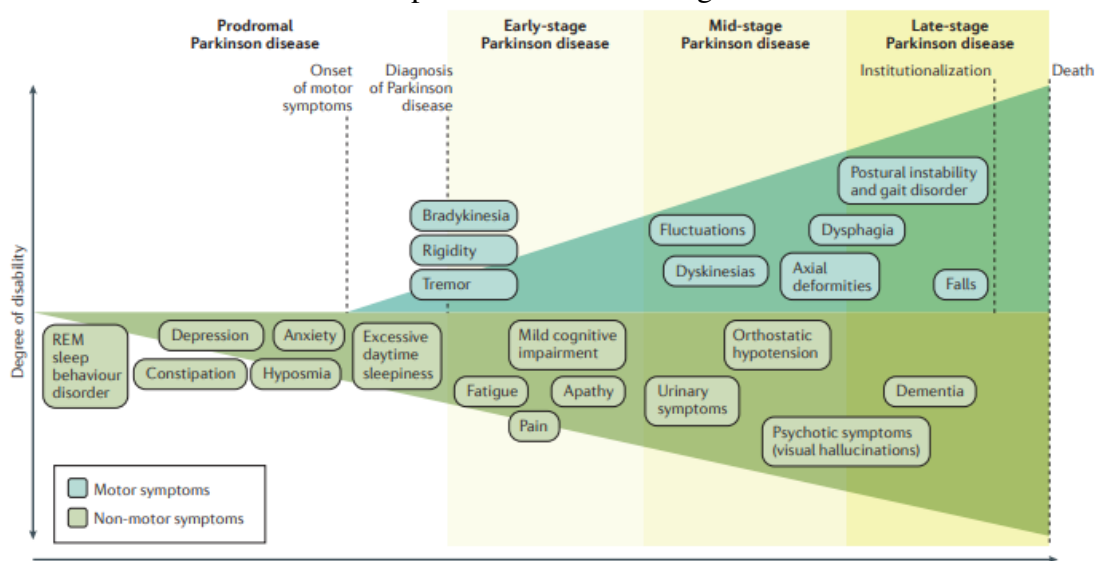
A Doença de Parkinson (DP) é uma condição neurológica degenerativa, idiopática e progressiva que afeta predominantemente o sistema motor, acometendo principalmente indivíduos com mais de 60 anos (Lopes, 2024). Do ponto de vista fisiopatológico, a DP está associada à degeneração dos neurônios dopaminérgicos localizados na substância negra do mesencéfalo, especificamente na via nigroestriatal. Essa perda neuronal leva a uma diminuição dos níveis de dopamina, um neurotransmissor essencial para o controle motor, causando, assim, os sintomas característicos da doença (Trist *et al.*, 2019). Estudos indicam que os sintomas motores só se tornam clinicamente evidentes quando aproximadamente 50% a 60% dos neurônios dopaminérgicos já foram perdidos (Samii *et al.*, 2004).

2.1.2 Manifestações Clínicas e Progressão da Doença

Descrita pela primeira vez por James Parkinson em 1817 como “paralisia de tremores”, a DP apresenta um conjunto complexo de manifestações clínicas. Os sintomas motores cardinais incluem o tremor de repouso, a rigidez muscular, a bradicinesia (lentidão de movimento), as alterações posturais e a marcha festinante (Berrios, 2016). Além dos sintomas motores, os sintomas não motores como depressão, deficiências cognitivas, disfunções autonômicas e distúrbios do sono, são comuns e afetam significativamente a qualidade de vida dos pacientes (Steidl *et al.*, 2007).

É crucial ressaltar que o processo neurodegenerativo da DP começa anos ou até décadas antes do surgimento dos sintomas motores que definem o diagnóstico. Esta fase inicial é conhecida como DP prodrômica e é caracterizada pelo aparecimento de uma série de sintomas não motores, como o Transtorno Comportamental do Sono Rem (TCSREM), a hiposmia (perda do olfato), a constipação e a depressão (Poewe *et al.*, 2017). A Figura 1 ilustra a evolução da doença, desde a fase prodrômica até os estágios mais avançados, evidenciando como a DP é uma condição sistêmica e de longa progressão.

Figura 1 – A progressão temporal dos sintomas motores e não motores na Doença de Parkinson, desde a fase prodrômica até os estágios tardios.



Fonte: Adaptado de Poewe et al. (2017) (Poewe *et al.*, 2017).

2.1.3 O Desafio do Diagnóstico Clínico

Apesar das definições claras, o diagnóstico preciso da DP permanece um desafio significativo na prática neurológica cotidiana. Estudos longitudinais demonstram uma instabilidade diagnóstica considerável, com taxas de revisão do diagnóstico inicial que variam de 13,3% a 17,7% ao longo de 10 anos (Räty *et al.*, 2025). A maior parte dessas correções ocorre nos primeiros dois anos após a avaliação inicial, período de maior incerteza clínica (Räty *et al.*, 2025). Frequentemente, a DP é confundida com outras condições de parkinsonismo que apresentam sintomas semelhantes, como o parkinsonismo vascular, a Paralisia Supranuclear Progressiva (PSP) e a Atrofia de Múltiplos Sistemas (AMS) (Räty *et al.*, 2025). Essa realidade sublinha a complexidade do diagnóstico e a dificuldade enfrentada por neurologistas para estabelecer uma conclusão definitiva nos estágios iniciais.

2.1.4 Contexto de Saúde e a Necessidade de Apoio Tecnológico

No contexto da cobertura universal de saúde, conforme analisado pelo Global Burden of Disease Study Luo *et al.* (2025), a eficácia dos serviços prestados está intimamente relacionada à capacidade do sistema de cuidar de populações com doenças crônicas, como a DP. Diante da complexidade da doença e dos desafios de seu manejo, as tecnologias assistivas, a reabilitação multidisciplinar e o acompanhamento contínuo são considerados indicadores importantes da qualidade da cobertura de saúde, especialmente na promoção da autonomia e na redução dos impactos funcionais dessas doenças (Lozano *et al.*, 2020).

2.2 Desafios de Interação em Dispositivos para pessoas com Parkinson

A interação com dispositivos tecnológicos modernos, como smartphones, tablets e *wearables*, pressupõe um conjunto de habilidades motoras e cognitivas que podem ser significativamente afetadas pela Doença de Parkinson (DP) (Jabeen *et al.*, 2019; Silva, 2023). Desafios como a dificuldade em manipular telas pequenas devido ao tremor e a necessidade de um design discreto para aumentar a aceitação social são exemplos práticos que evidenciam essa complexidade. (Debelle *et al.*, 2023)

Para um usuário com DP, uma simples tarefa pode se transformar em uma fonte de frustração, levando a altas taxas de abandono de tecnologias que, a princípio, deveriam auxiliar (Sevcenko; Lindgren, 2022). Frequentemente, esse abandono é impulsionado não apenas por dificuldades de uso, mas também pelo estigma associado a dispositivos que, por seu design, evidenciam a condição do usuário, afetando sua autoimagem e interação social. (Maffoni *et al.*, 2017; Gaiera *et al.*, 2024)

Esses obstáculos não são apenas técnicos, mas abrangem as dimensões motora, sensorial, cognitiva e até socioemocional, exigindo uma abordagem de design e avaliação profundamente centrada no usuário (Santos; Silveira, 2020). A falha em desconsiderar qualquer uma dessas dimensões leva ao desenvolvimento de soluções que, embora tecnicamente funcionais, não são adotadas na prática, reforçando a necessidade de envolver pacientes e especialistas desde as fases iniciais do projeto para garantir a relevância e aceitação do produto final.

2.2.1 *Desafios Motores*

Os sintomas motores cardinais da DP: tremor, bradicinesia (lentidão de movimento) e rigidez, impactam diretamente a interação física com dispositivos. Os principais desafios são:

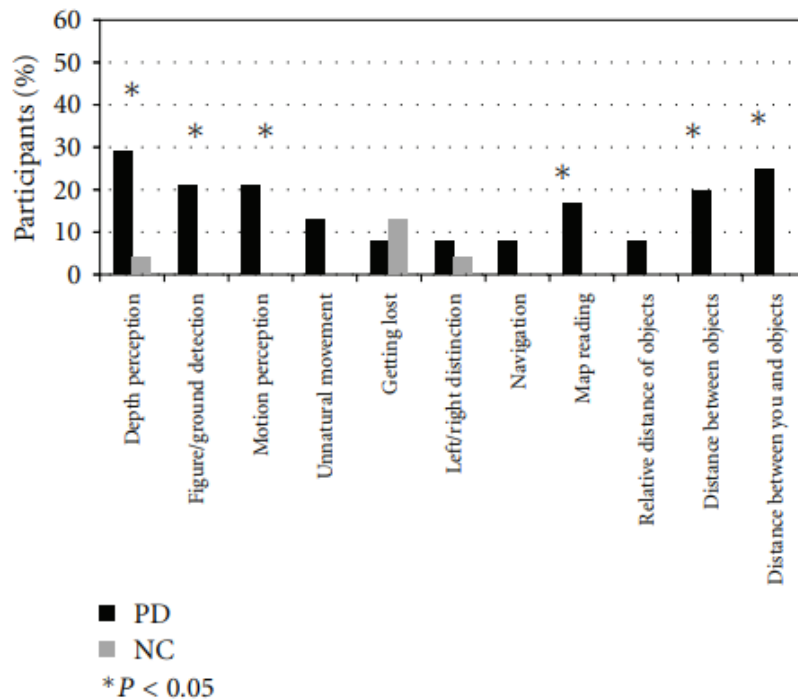
- **Precisão e Controle Fino:** A dificuldade em controlar movimentos finos e a presença de tremores tornam extremamente desafiador o ato de tocar em pequenos elementos de interface, como ícones, botões e links. De acordo com a Lei de Fitts Sakurada *et al.* (2018), um princípio fundamental da Interação Humano-Computador(IHC), o tempo necessário para apontar para um alvo aumenta à medida que o alvo se torna menor e mais distante. Para usuários com Parkinson, essa exigência de alta precisão para interagir com ícones pequenos resulta em um tempo de tarefa muito maior e uma probabilidade de erro elevada, levando a toques acidentais, erros de digitação e à incapacidade de executar comandos corretamente (Jabeen *et al.*, 2019).
- **Gestos Contínuos:** Ações que exigem movimentos contínuos e controlados, como deslizar o dedo pela tela ("swipe") ou arrastar e soltar ícones, são particularmente difíceis de executar (Wang *et al.*, 2021). Além disso, a bradicinesia afeta a capacidade de realizar toques rápidos ou manter a pressão necessária para gestos de longa duração, como pressionar e segurar(Tian *et al.*, 2019).
- **Interação por Voz:** A interação por voz para usuários com DP é um desafio devido à disartria hipocinética Kowalska-Taczanowska *et al.* (2020), um distúrbio de fala cujo sintoma mais dominante, mesmo em estágios iniciais, é a insuficiência prosódica (fala monotônica e com volume uniforme) (Chiaramonte; Bonfiglio, 2020). Estudos de análise acústica quantificam este perfil por meio da reduzida variação de pitch e intensidade, e por níveis elevados de instabilidade vocal, como *jitter* e *shimmer* (Kowalska-Taczanowska *et al.*, 2020; Chiaramonte; Bonfiglio, 2020). Esse padrão acústico, com baixa gama dinâmica e alta instabilidade, cria uma barreira significativa para os algoritmos de reconhecimento de fala, que não são otimizados para processar esse tipo de sinal patológico (Narendra *et al.*, 2021). A necessidade de falar de forma clara e em um volume consistente torna essa modalidade de interação uma barreira adicional para muitos usuários, especialmente considerando que o acesso a essas funcionalidades pode ser inconsistente entre regiões e idiomas.

2.2.2 Desafios Sensoriais e Cognitivos

Além das barreiras motoras, a interação com dispositivos é profundamente impactada pelos sintomas não motores da DP, que afetam diretamente a maneira como o usuário percebe, interpreta e processa a informação de uma interface. Em particular, déficits no processamento visuoespacial e na função executiva, manifestações cognitivas comuns na doença, criam obstáculos significativos para a usabilidade de tecnologias modernas. Para compreender melhor esses obstáculos, é necessário detalhar as implicações de cada função afetada:

- **Déficits no Processamento Visuoespacial:** A disfunção visuoespacial é um sintoma não motor prevalente na DP, com estudos mostrando que a maioria dos pacientes, mesmo em estágios leves a moderados, relata algum tipo de dificuldade (Amick *et al.*, 2012; Seichepine, 2012). Esses déficits afetam a capacidade de interpretar relações espaciais complexas, o que em uma interface digital se traduz em desafios concretos. A Figura 2 ilustra essa disparidade, comparando a porcentagem de indivíduos com DP e controles saudáveis (HC) que reportaram dificuldades em uma série de tarefas visuoespaciais.

Figura 2 – Porcentagem de participantes com Doença de Parkinson (PD) e Controles Saudáveis (HC) que relataram dificuldades em itens visuoespaciais.



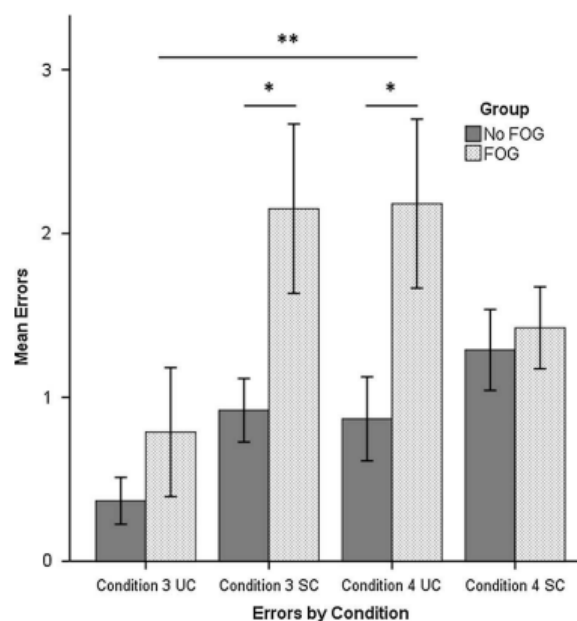
Fonte: Adaptado de (Amick *et al.*, 2012).

Conforme os dados apresentados no gráfico, uma porcentagem significativamente maior

de participantes com DP relatou problemas em tarefas fundamentais para a interação com interfaces, como percepção de profundidade, aproximadamente 30% dos pacientes com DP contra menos de 5% dos NC (*Normal Control*); discriminação entre figura e fundo e percepção de movimento (ambas acima de 20% para o grupo com DP) (Amick *et al.*, 2012). Além disso, tarefas de cognição espacial de alta ordem, como leitura de mapas e a habilidade de estimar distâncias, também foram apontadas como significativamente mais difíceis pelos pacientes com DP (Amick *et al.*, 2012). Portanto, uma interface com elementos sobrepostos, animações complexas ou que exija do usuário julgar o alinhamento e a proximidade entre componentes pode sobrecarregar esse sistema de processamento, comprometendo a usabilidade e levando a erros de interação.

- **Disfunção Executiva e Carga Cognitiva:** A função executiva, responsável pelo planejamento, controle inibitório e flexibilidade mental, é frequentemente comprometida na DP, o que tem implicações diretas na interação com a tecnologia (Williams *et al.*, 2020). Estudos demonstram que, sob alta carga cognitiva, o desempenho dos pacientes se degrada significativamente. Por exemplo, a realização de uma dupla-tarefa cognitiva, como um Teste de Stroop Auditivo, enquanto se executa uma tarefa motora (caminhar), resulta em uma piora mensurável do desempenho motor, com redução da velocidade e do comprimento dos passos (Janssen *et al.*, 2019).

Figura 3 – Média de erros (não corrigidos - UC e autocorrigidos - SC) nas condições de inibição (Condição 3) e de troca de tarefa (Condição 4) do teste de Stroop.



Fonte: Adaptado de (Walton *et al.*, 2015).

Este fenômeno ocorre porque tarefas que exigem controle cognitivo competem pelos mesmos recursos neurais limitados que o controle motor (Janssen *et al.*, 2019). Mais criticamente, a sobrecarga cognitiva pode levar a uma falha no mecanismo de monitoramento de erros, um aspecto central da função executiva.

Tabela 1 – Resumo dos dados de parâmetros da marcha extraídos da Figura 3 de Janssen *et al.* (2019) Janssen *et al.* (2019), comparando pacientes com Doença de Parkinson (PD) e Controles Saudáveis (Healthy) sob diferentes condições de carga cognitiva (Sem Carga - noCL; Com Carga - AST) e pistas visuais (Sem Pistas - noVC; Com Pistas - VC). Os valores são medianas aproximadas.

Parâmetro (Unidade)	Grupo	Sem Pistas Visuais (noVC)		Com Pistas Visuais (VC)	
		Sem Carga	Com Carga (AST)	Sem Carga	Com Carga (AST)
Velocidade (m/s)	PD	~ 1.20	~ 1.00	~ 1.15	~ 1.05
	Healthy	~ 1.40	~ 1.25	~ 1.25	~ 1.15
Cadência (passos/min)	PD	~ 105	~ 90	~ 100	~ 85
	Healthy	~ 110	~ 100	~ 105	~ 95
Comp. do Passo (m)	PD	~ 1.25	~ 1.05	~ 1.20	~ 1.10
	Healthy	~ 1.50	~ 1.30	~ 1.40	~ 1.35
Tempo do Passo (s)	PD	~ 1.20	~ 1.30	~ 1.25	~ 1.40
	Healthy	~ 1.15	~ 1.18	~ 1.20	~ 1.25
Nº de Congelamentos (nrFOG)	PD	~ 2.0	~ 2.5	~ 0	~ 0
	Healthy	N/A	N/A	N/A	N/A

Fonte: Adaptado de (Janssen *et al.*, 2019).

A Tabela 1 resume os efeitos da carga cognitiva na marcha de pacientes com Doença de Parkinson (PD) e controles saudáveis. Os dados indicam que a introdução de uma dupla-tarefa cognitiva (a condição "Com Carga - AST") levou a uma degradação geral do desempenho motor em ambos os grupos. Observa-se uma tendência de redução na velocidade e no comprimento do passo ao mesmo tempo em que o tempo do passo aumenta. Essa piora no desempenho foi notada tanto no grupo de pacientes com DP quanto nos controles saudáveis, evidenciando o custo motor associado à dupla-tarefa. No entanto, a redução na velocidade e na cadência tende a ser mais acentuada no grupo com DP. É interessante notar que, embora a carga cognitiva tenha impactado a marcha, ela não aumentou significativamente o número de episódios de congelamento (nrFOG) na condição sem pistas visuais. Em tarefas complexas que exigem a troca de regras (set-shifting), pacientes com DP podem perder a capacidade de perceber e autocorrigir os próprios erros, um déficit que não é aparente em condições de baixa carga cognitiva (Walton *et al.*, 2015). Para a interação com tecnologia, isso significa que interfaces complexas ou situações que exigem multitarefa não apenas aumentam a probabilidade de erro, mas também diminuem a capacidade do usuário de se recuperar desses erros, levando à frustração e ao abandono

da tarefa.

2.2.3 *Desafios Sociais e Emocionais*

Starkstein e Brockman (2017) Além das barreiras funcionais, fatores psicossociais como o estigma influenciam diretamente a qualidade de vida e a interação social de pacientes com Doença de Parkinson (DP)(Maffoni *et al.*, 2017). O estigma é definido como uma experiência complexa que envolve sentimentos de desvalorização, discriminação e desconforto, onde o indivíduo se sente reduzido de uma "pessoa inteira e comum para uma pessoa contaminada e desvalorizada"(Maffoni *et al.*, 2017).

- Estigma e Percepção Pública: O estigma é um dos fatores mais significativos, manifestando-se de duas formas principais: o praticado e o sentido (Gaiera *et al.*, 2024). O estigma praticado refere-se a atitudes discriminatórias de outras pessoas, como olhares ou julgamentos equivocados; por exemplo, pacientes relatam terem sido confundidos com pessoas embriagadas devido aos tremores (Gaiera *et al.*, 2024).

Essa exposição pública é aumentada por sintomas visíveis e embaraçosos como salivação ou a perda de expressividade facial, levando os pacientes a sentirem que o próprio corpo os "traí"(Maffoni *et al.*, 2017). Consequentemente, muitos desenvolvem o estigma sentido, uma forma internalizada de constrangimento e autoconsciência, especialmente em público (Gaiera *et al.*, 2024). Nesse contexto, um dispositivo de assistência com design chamativo pode ser rejeitado por questões de autoimagem, pois ele se torna mais um símbolo visível da doença, intensificando o medo de ser julgado e reforçando o isolamento social.

Em síntese, os desafios de interação para pessoas com Doença de Parkinson são interligados, transcendendo as barreiras puramente motoras. A disfunção executiva sob alta carga cognitiva pode levar não apenas à degradação do desempenho, mas também a uma falha no monitoramento dos próprios erros, comprometendo a capacidade de recuperação do usuário durante a interação (Walton *et al.*, 2015). Soma-se a isso a complexidade dos déficits no processamento visuoespacial, que dificultam a interpretação de interfaces Amick *et al.* (2012), e as barreiras socioemocionais, como o estigma, que podem levar à rejeição de dispositivos assistivos por questões de autoimagem e medo do julgamento público (Gaiera *et al.*, 2024). Portanto, o desenvolvimento de uma tecnologia assistiva eficaz, como o Silva (2023) VerStick, exige uma avaliação que vá além da funcionalidade técnica, investigando rigorosamente a usabilidade e a experiência do usuário em relação desses múltiplos desafios citados.

2.3 Interfaces Tangíveis

Interfaces Tangíveis (*Tangible User Interfaces – TUIs*) constituem uma abordagem inovadora no design de interação, que busca integrar os mundos físico e digital por meio da manipulação de objetos concretos com propriedades computacionais (Rodić; Granić, 2022). Esse modelo de interação é especialmente promissor no contexto de usuários com comprometimentos motores e cognitivos, como pessoas com Doença de Parkinson. Ao permitir a interação direta com artefatos físicos, as TUIs representam um paradigma poderoso para a acessibilidade, pois reduzem a necessidade de comandos abstratos e da precisão motora fina exigida por interfaces gráficas, aspectos que podem representar barreiras significativas para esse público (Reis; Gonçalves, 2016).

Em contraste com o modelo tradicional WIMP (Windows, Icons, Menus, Pointer), dominante desde os anos 1980, as TUIs se alinham ao paradigma da interação corporificada, no qual o corpo e o espaço desempenham papéis ativos na mediação com a tecnologia (Reis; Gonçalves, 2016). O artigo seminal "Tangible Bits", de Hiroshi Ishii, introduz a ideia de fundir bits, informação digital, e átomos, objetos físicos, propondo uma interação mais sensorial e intuitiva. Em aplicações voltadas a pessoas com Parkinson, interfaces baseadas na manipulação de blocos ou superfícies tangíveis podem favorecer o engajamento, melhorar a cognição espacial e estimular habilidades sensório-motoras, oferecendo um caminho mais acessível e eficaz de interação com sistemas computacionais (Baykal *et al.*, 2018).

A aplicação de Interfaces Tangíveis no campo da acessibilidade é vasta e bem documentada na literatura de IHC, com pesquisas desenvolvendo soluções para diferentes necessidades. Entre os exemplos, destacam-se:

- **Para Deficiências Visuais:** Sistemas que utilizam objetos físicos ou mapas táteis para representar dados e permitir a exploração não visual de informações digitais complexas, como gráficos ou ambientes virtuais (Tixier *et al.*, 2013; Ducasse, 2017).
- **Para Dificuldades de Aprendizagem e Cognitivas:** Blocos de programação tangíveis, como os "coding blocks", que ajudam crianças e adultos com dificuldades de abstração a aprender lógica de programação por meio da manipulação de peças físicas, transformando o código em algo concreto (Taylor, 2018).
- **Para Deficiências Motoras:** No contexto da DP e outras condições motoras, as TUIs se materializam em controles físicos de maior dimensão para automação residencial ou em objetos terapêuticos que, ao serem manipulados, fornecem feedback tátil e sonoro para

auxiliar na reabilitação motora e no monitoramento de tremores. (Nurain; Chung, 2023).

Esses exemplos reforçam a importância das considerações de fator humano no design de novas tecnologias, como aponta (Zeagler *et al.*, 2022). Estas podem incluir em que local no corpo são sentidos certos sinais biológicos de maneira mais fácil e clara, os tipos de movimentos feitos pelos usuários, ou até mesmo questões ligadas à aceitabilidade social de interações da interface com o corpo. A interação tangível tem apoiado a participação equitativa de grupos comumente afetados negativamente pelo design, como crianças e idosos. O aumento das pesquisas de interface de usuário tangível para usuários com alguma deficiência, como aponta Bolesnikov *et al.* (2022), tem recebido uma atenção significativa nos últimos anos, confirmando o potencial deste campo para a criação de tecnologias verdadeiramente inclusivas.

2.4 Tecnologias Assistivas

Tecnologia Assistiva (TA) é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida (Bersch, 2008). O conceito, formalizado no Brasil pelo Comitê de Ajudas Técnicas (CAT), visa a autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social desses indivíduos (Bersch, 2008).

Figura 4 – Exemplos de TA.



Alimentação (fixador do talher à mão, anteparo de alimentos no prato, fatiados de pão)



Vestuário (abotoador, argola para zíper e cadarço mola)



Materiais escolares (aranha mola para fixação da caneta, pulseira de ímã estabilizadora da mão, plano inclinado, engrossadores de lápis, virador de página por acionadores)

Fonte: Adaptado de (Bersch, 2008).

É importante ressaltar que o conceito de Tecnologia Assistiva, oficializado nos Estados Unidos em 1988 através da legislação *Public Law 100-407*, abrange não apenas os produtos, mas também os processos associados ao seu uso (Galvão Filho, 2009). A legislação norte-americana, que influenciou a conceituação em outros países, divide a TA em duas categorias complementares: os Recursos, que são os itens, equipamentos ou sistemas utilizados para melhorar as capacidades funcionais; e os Serviços, que são todas as ações que auxiliam uma pessoa a selecionar, adquirir e utilizar esses recursos, incluindo avaliação, treinamento e acompanhamento (Galvão Filho, 2009). Essa visão ampla reforça que a TA não se limita ao dispositivo em si, mas envolve todo o ecossistema de suporte necessário para que a tecnologia gere impacto real.

Em uma perspectiva global, o "Relatório Global sobre Tecnologia Assistiva" da Organização Mundial da Saúde (OMS) e do UNICEF enquadra o acesso à TA como um imperativo

dos direitos humanos, fundamental para que indivíduos com deficiência possam participar da sociedade em igualdade de condições (WORLD HEALTH ORGANIZATION AND UNITED NATIONS CHILDREN'S FUND, 2022). O relatório destaca a dimensão do desafio, estimando que mais de 2,5 bilhões de pessoas no mundo necessitam de um ou mais produtos assistivos, e que quase um bilhão delas não têm acesso (WORLD HEALTH ORGANIZATION AND UNITED NATIONS CHILDREN'S FUND, 2022). Para além da dicotomia entre produtos e serviços, o relatório propõe um modelo sistêmico baseado em "5 Pilares" para a provisão eficaz de TA:

- **Pessoas (*People*):** Este pilar coloca o usuário no centro do processo, o que na prática significa envolvê-lo ativamente em todas as decisões para garantir que a tecnologia assistiva (TA) seja útil, eficaz e aceita em seu contexto real (WORLD HEALTH ORGANIZATION AND UNITED NATIONS CHILDREN'S FUND, 2022).
- **Produtos (*Products*):** Refere-se à gama de dispositivos de TA, que na prática significa assegurar que existam produtos de alta qualidade, seguros e financeiramente acessíveis, que vão desde soluções simples a sistemas complexos de hardware e software (WORLD HEALTH ORGANIZATION AND UNITED NATIONS CHILDREN'S FUND, 2022).
- **Pessoal (*Personnel*):** Trata da força de trabalho qualificada, o que na prática envolve a formação e capacitação de profissionais de diferentes áreas (saúde, educação, engenharia) para avaliar, prescrever, treinar e dar suporte adequado ao uso da TA (WORLD HEALTH ORGANIZATION AND UNITED NATIONS CHILDREN'S FUND, 2022).
- **Provisão (*Provision*):** Diz respeito aos sistemas de entrega da TA, que na prática significa ter uma infraestrutura organizada para o financiamento, a aquisição, a distribuição e a manutenção dos produtos e serviços de TA, seja por meios públicos ou privados (WORLD HEALTH ORGANIZATION AND UNITED NATIONS CHILDREN'S FUND, 2022).
- **Políticas (*Policy*):** É a base legal e estratégica que sustenta os outros pilares, e que na prática se traduz em leis, programas governamentais e investimentos que garantem o direito e o acesso universal à Tecnologia Assistiva (WORLD HEALTH ORGANIZATION AND UNITED NATIONS CHILDREN'S FUND, 2022).

Em resumo, o modelo demonstra que a existência de um produto de alta qualidade é insuficiente (Pilar 2) se as pessoas não forem o centro do processo (Pilar 1), se não houver profissionais para ajudar (Pilar 3), se não houver um sistema para entregar o produto (Pilar 4) e se não houver leis que garantam tudo isso (Pilar 5). Todos os cinco pilares precisam funcionar

juntos.

De forma mais ampla, a TA deve ser entendida como um auxílio que promove a ampliação de uma habilidade funcional deficitária ou possibilita a realização de uma função desejada que se encontra impedida por uma deficiência ou pelo envelhecimento (Bersch, 2008). O objetivo maior da Tecnologia Assistiva, portanto, é proporcionar à pessoa com deficiência maior independência em sua comunicação, mobilidade, controle de seu ambiente e habilidades de aprendizado e trabalho (Bersch, 2008).

Considerando a complexidade dos desafios motores e não motores impostos pela Doença de Parkinson, a Tecnologia Assistiva é resumida na citação de Radabaugh (1993): "Para as pessoas sem deficiência a tecnologia torna as coisas mais fáceis, para as pessoas com deficiência, a tecnologia torna as coisas possíveis"(Bersch, 2008). Ela oferece soluções que visam mitigar o impacto dos sintomas e promover a autonomia no cotidiano, e, a seguir, serão exploradas algumas das principais aplicações da TA neste contexto.

2.4.1 Aplicações da TA na Doença de Parkinson

O campo das tecnologias assistivas para a Doença de Parkinson é vasto e dinâmico, oferecendo uma gama crescente de soluções para mitigar os desafios impostos pela doença. Essas tecnologias podem ser categorizadas de acordo com sua aplicação e complexidade, abrangendo desde auxílios simples e tradicionais até sistemas avançados baseados em inteligência artificial e robótica, utilizados para melhoria na qualidade de vida.

Tabela 2 – Deficiências motoras que afetam a Qualidade de Vida.

Motor Disabilities	Description
Shuffling gait	very small fleeting steps and bent postures
Freezing of gait	episodic absence in which feet are glued shut
Masked face (hypomimia)	results from unification of Bradykinesia and rigidity
Balance	inability to maintain a steady and upright posture to prevent fall
Tremor	twitching movements
Bradykinesia	slow movement
Dyskinesia	spontaneous, abnormal movements of the facial, arms, legs, or trunk
Festination	shortened and speedy steps taken during normal walking.
Rigidity	inflexibility or stiffness of joints

Fonte: Adaptado de (Channa *et al.*, 2020).

2.4.1.1 Auxílios Tradicionais à Mobilidade e Vida Diária

Recursos de baixa tecnologia são fundamentais para simplificar as Atividades de Vida Diária (AVDs) e aumentar a segurança dos indivíduos com DP (Cunningham *et al.*, 2009). Entre os principais, destacam-se os auxílios à mobilidade, como bengalas e andadores que dão

suporte ao equilíbrio e reduzem quedas; auxílios para higiene e vestuário, como escovas elétricas e fechos magnéticos que promovem independência; e utensílios adaptados para alimentação, frequentemente com cabos mais grossos ou ponderados para minimizar o efeito dos tremores (Cunningham *et al.*, 2009; Stuckenschneider *et al.*, 2019). Complementarmente, auxílios de segurança doméstica, como sistemas de alerta e automação residencial ativada por voz, contribuem para um ambiente mais controlado e adaptado (Safitri *et al.*, 2025; Cunningham *et al.*, 2009).

2.4.1.2 Dispositivos Vestíveis (Wearables) e Sensores

A evolução dos sensores vestíveis tem permitido o monitoramento contínuo e objetivo de sintomas motores como bradicinesia, tremores e o congelamento da marcha (Freezing of Gait - FoG) (Okuma, 2006). Dispositivos de monitoramento como o Parkinson's KinetiGraph (PKG) utilizam acelerômetros no pulso para coletar dados de movimento e graduar a severidade dos sintomas ao longo do dia, fornecendo informações valiosas para o ajuste de medicação (Farzanehfar; Horne, 2017). Além do monitoramento, existem dispositivos de intervenção, como o cueStim, um wearable que envia estímulos elétricos para prevenir e reduzir episódios de FoG Rosenthal *et al.* (2018), e sistemas que fornecem feedback auditivo em tempo real para o treinamento e correção da marcha (Xu *et al.*, 2025).

2.4.1.3 Aplicações Móveis (Apps) e Software

Aplicativos móveis oferecem ferramentas acessíveis para o gerenciamento de sintomas, suporte cognitivo e comunicação. Para a gestão de medicação, aplicativos como o RevParkinson permitem que os usuários configurem lembretes e acompanhem o uso de medicamentos e a flutuação dos sintomas, com interfaces adaptadas (ícones maiores) para facilitar a usabilidade por pessoas com dificuldades motoras (Ricardino, 2023). Na área de estimulação cognitiva, aplicativos de parkinson para pesquisa cognitiva são usados para avaliar e potencialmente treinar habilidades como atenção, memória e planejamento (Altham *et al.*, 2024). Além disso, softwares de texto-para-voz e reconhecimento de fala oferecem métodos de comunicação alternativos para indivíduos com a fala comprometida pela DP (Cunningham *et al.*, 2009).

2.4.1.4 Tecnologias Imersivas e Robótica

As fronteiras mais promissoras da TA para DP envolvem tecnologias imersivas e robótica, que oferecem abordagens reabilitadoras e restauradoras. A Realidade Virtual (RV) é utilizada para criar ambientes seguros e envolventes para a reabilitação da marcha e do equilíbrio, estimulando vias cerebrais alternativas para melhorar o movimento e reduzir o congelamento Shine *et al.* (2013). A Robótica Assistiva materializa-se em soluções como o robô vestível macio para marcha, um dispositivo usado nos quadris e coxas que fornece um impulso mecânico para auxiliar os pacientes a darem passos mais longos e superarem o congelamento (Kim *et al.*, 2024).

2.5 Usabilidade

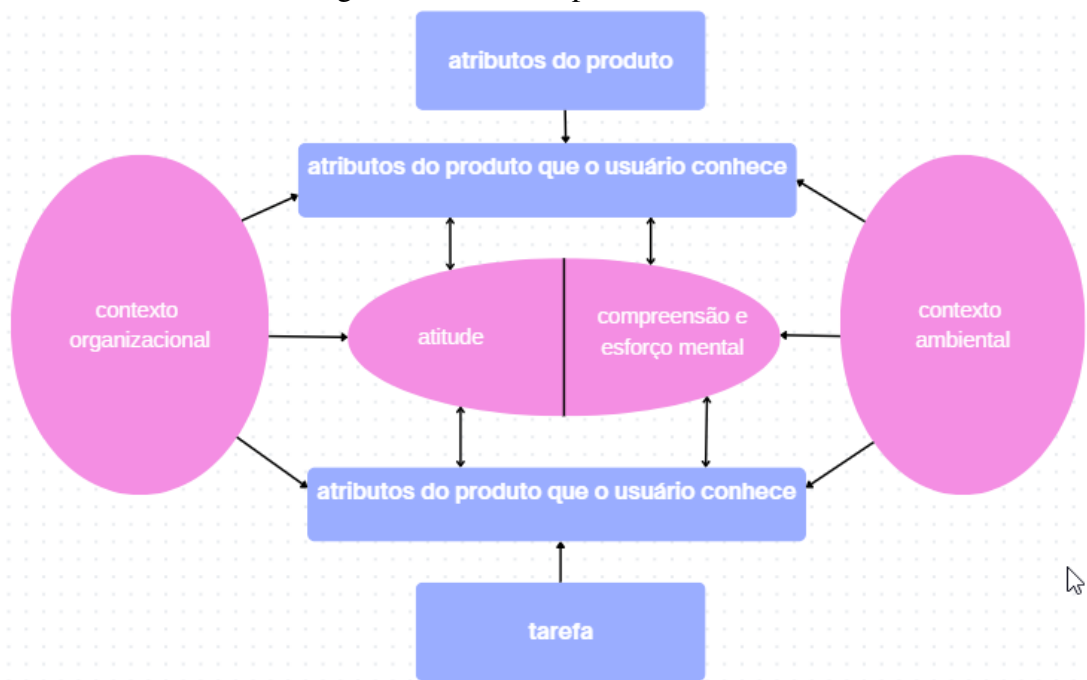
A ISO (2001) define a usabilidade como: Um conjunto de atributos relacionados com o esforço necessário para o uso de um sistema interativo, e relacionados com a avaliação individual de tal uso, por um conjunto específico de usuários.

A usabilidade é uma preocupação central da área de Interação Humano-Computador (IHC) e um atributo de qualidade essencial para o sucesso de qualquer sistema interativo (Barbosa *et al.*, 2024). O termo surgiu para substituir a noção vaga de "amigável" (*user friendly*), buscando uma definição mais técnica e mensurável (Bevan, 2009). A definição mais reconhecida e adotada internacionalmente é a da norma ISO/IEC 25010, que define a usabilidade (ou qualidade de uso) como "o grau em que um produto ou sistema pode ser usado por usuários específicos para alcançar objetivos específicos com eficácia, eficiência e satisfação em um contexto de uso específico" (Barbosa *et al.*, 2024).

Essa definição estabelece os três pilares da usabilidade:

- **Eficácia (Effectiveness):** A acurácia e a completude com que os usuários conseguem atingir seus objetivos (Barbosa *et al.*, 2024).
- **Eficiência (Efficiency):** Os recursos despendidos (tempo, esforço mental e físico) em relação à eficácia alcançada (Barbosa *et al.*, 2024).
- **Satisfação (Satisfaction):** A percepção subjetiva do usuário sobre a experiência, englobando o conforto, o prazer e a confiança no uso do sistema (Barbosa *et al.*, 2024).

Figura 5 – Estrutura para usabilidade,



Fonte: Adaptado de (Bevan, 2009).

Para tornar a avaliação desses pilares mais concreta, autores como Nielsen (1994) propuseram um modelo complementar composto por cinco atributos de qualidade:

- Facilidade de aprendizagem (learnability): Se refere ao tempo e esforço necessários para que o usuário aprenda a utilizar o sistema com competência e desempenho (Barbosa *et al.*, 2024).
- Facilidade de recordação (memorability): Diz respeito ao esforço do usuário necessário para lembrar como interagir com a interface do sistema interativo (Barbosa *et al.*, 2024).
- Eficiência (efficiency): Diz respeito ao tempo necessário para conclusão de uma atividade com apoio computacional. Esse tempo é determinado pela maneira como o usuário interage com a interface do sistema (Barbosa *et al.*, 2024).
- Segurança de uso (safety): Se refere ao grau de proteção de um sistema contra condições desfavoráveis ou até mesmo perigosas para os usuários (Barbosa *et al.*, 2024).
- Satisfação do usuário (satisfaction): É o fator de usabilidade relacionado com uma avaliação subjetiva que expressa o efeito do uso do sistema sobre as emoções e os sentimentos do usuário (Barbosa *et al.*, 2024).

Esses atributos servem como um guia prático para inspecionar e medir a usabilidade de uma interface.

É fundamental compreender, no entanto, que a usabilidade não é uma característica

intrínseca de um produto, mas sim uma qualidade que emerge da interação entre um usuário particular, realizando uma tarefa específica, em um contexto particular (Barbosa *et al.*, 2024). A relevância desses atributos, portanto, é amplificada em contextos de uso mais exigentes, onde a adequação ao usuário e à tarefa é determinante para o sucesso da interação, como será discutido a seguir no âmbito das Tecnologias Assistivas.

2.5.1 A Importância da Usabilidade em Tecnologias Assistivas

No campo da Tecnologia Assistiva (TA), a usabilidade não é apenas um atributo de qualidade, mas um fator determinante para a eficácia, aceitação e sucesso de um recurso (Ribeiro; Braccialli, 2019). A TA contribui significativamente para mitigar os desafios associados a uma deficiência e desempenha um papel essencial no desenvolvimento e na independência funcional de cada indivíduo (Schafhauzer; Silva, 2023; Ribeiro; Braccialli, 2019). A interação entre o usuário, a tarefa e o produto é o foco central da usabilidade, e a negligência desses aspectos pode levar a uma utilização inadequada da tecnologia e, conseqüentemente, ao seu abandono (Ribeiro; Braccialli, 2019).

A falta de harmonia entre as necessidades do usuário, o design da interface e os fatores contextuais pode diminuir drasticamente a interação humano-produto, esse fenômeno é evidenciado por estudos que apontam que mais de 30% dos recursos assistivos são abandonados pelos usuários, muitas vezes por não atenderem às suas expectativas de uso de forma simples e eficaz (Ribeiro; Braccialli, 2019). A participação dos próprios usuários no processo de avaliação é, portanto, crucial para identificar problemas reais e garantir que a tecnologia seja desenvolvida de forma a atender suas necessidades e melhorar sua qualidade de vida (Schafhauzer; Silva, 2023).

Apesar de sua relevância, os aspectos de usabilidade em TA parecem não receber a devida atenção na comunidade científica, especialmente no Brasil (Ribeiro; Braccialli, 2019). Uma análise da pesquisa nacional na área revelou que, embora haja um interesse crescente no tema, a maioria dos estudos foca no desenvolvimento do produto, muitas vezes sem uma avaliação de usabilidade adequada ou uma abordagem multidisciplinar (Ribeiro; Braccialli, 2019). Esta lacuna reforça a necessidade de pesquisas que, como a proposta neste trabalho, se dediquem a avaliar rigorosamente a interação e a experiência do usuário com novas tecnologias assistivas, unindo conhecimentos da engenharia, da saúde e do design.

2.6 Sistemas Embarcados

Sistemas embarcados representam um conjunto especializado de hardware e software projetado para executar uma ou poucas funções dedicadas dentro de um sistema maior (Sztipanovits *et al.*, 2005). Diferentemente de computadores de propósito geral, que são versáteis para diversas tarefas, sistemas embarcados são otimizados para precisão e consistência em seu papel específico (IEEE, 2024). Sua principal função é controlar ou monitorar uma determinada operação ou processo de forma automatizada e precisa (IEEE, 2024).

A onipresença desses sistemas na vida cotidiana é notável. Eles são encontrados em uma vasta gama de aplicações, desde dispositivos de uso pessoal até infraestruturas críticas, como sistemas de controle de tráfego e dispositivos médicos (Conrad, 2004). As características distintivas dos sistemas embarcados são cruciais para seu desempenho em aplicações específicas. Eles são tipicamente de baixo custo, compactos, confiáveis e eficientes em termos de energia, operando com recursos limitados de memória e processamento (Peter *et al.*, 2014). A capacidade de resposta em tempo real é uma característica fundamental, onde a execução de funções deve ocorrer dentro de prazos estritamente definidos para garantir o funcionamento adequado do sistema maior (Denardin; Barriquello, 2019). Esta exigência de tempo real implica que a pontualidade na resposta é tão crítica quanto a correção da saída (Stankovic, 1996).

Historicamente, sistemas embarcados eram concebidos como unidades de propósito único, reagindo continuamente a eventos externos de maneira predefinida (Marwedel, 2021). No entanto, o campo evoluiu significativamente. Atualmente, muitos sistemas embarcados são multifuncionais, conectados e capazes de exibir comportamento adaptativo, autoconfigurável e até autorrestaurador (Marwedel, 2021). Essa evolução é particularmente evidente na sua crescente utilização em dispositivos da Internet das Coisas (IoT), onde suportam computação e sensoriamento em tempo real (Pereira *et al.*, 2021). A literatura destaca a importância de otimizar o uso da memória e garantir a velocidade de execução ideal para cada componente de software (Barros; Cavalcante, 2010). Superar essa limitação de recursos, ao mesmo tempo em que se incorpora complexidade avançada, exige uma engenharia de software e hardware altamente sofisticada, focada em otimização extrema (Denardin; Barriquello, 2019). O quadro 1 abaixo mostra as principais características de um sistema embarcado.

Quadro 1 – Características Fundamentais de Sistemas Embarcados.

Característica	Descrição e Implicação
Propósito Dedicado	Projetados para uma ou poucas funções específicas, otimizados para precisão e confiabilidade em vez de versatilidade. Isso permite redução de custo e tamanho (Barros; Cavalcante, 2010; Conrad, 2004).
Restrições de Recursos	Operam com memória, processamento e energia limitados, exigindo design e programação altamente otimizados. Essencial para dispositivos compactos e de baixo custo (Barros; Cavalcante, 2010).
Tempo Real	Capacidade de responder a eventos externos dentro de prazos estritamente definidos. Crítico para aplicações onde a pontualidade é vital, como em sistemas de controle médico (Wang, 2017).
Heterogeneidade	Combinação de hardware, software e, frequentemente, componentes mecânicos ou outros. Permite a integração de diversas funcionalidades em um único sistema (Barros; Cavalcante, 2010).
Baixo Custo	Frequentemente produzidos em larga escala, o custo acessível é um requisito chave, impulsionando a otimização de componentes e design (Barros; Cavalcante, 2010).
Confiabilidade	Essencial para aplicações críticas, onde falhas podem ter consequências graves. O design é focado em robustez e estabilidade (Barros; Cavalcante, 2010).
Conectividade (IoT)	Capacidade de se comunicar com outros dispositivos e servidores via redes, suportando monitoramento contínuo e comportamento adaptativo em ambientes inteligentes (Barros; Cavalcante, 2010).

Fonte: Elaborado pelo autor.

A arquitetura de um sistema embarcado é composta por três componentes primários: o hardware, o software de aplicação e um sistema operacional em tempo real (RTOS), quando aplicável (Chase; Almeida, 2007). O hardware constitui o núcleo computacional, geralmente centrado em microprocessadores ou microcontroladores, que fornecem o poder de processamento necessário para as tarefas dedicadas.

O **software de aplicação** consiste em ferramentas de programação especializadas, frequentemente incorporadas como firmware, escritas para controlar as funções específicas do dispositivo. O RTOS é um tipo de sistema operacional projetado para responder a eventos externos com extrema rapidez, garantindo que as operações críticas sejam executadas dentro de prazos rigorosos e determinísticos (Gomaa, 1984). Esta capacidade é vital para aplicações onde a falha em responder a tempo pode ter consequências graves. Além desses componentes centrais, sensores e atuadores são elementos essenciais que permitem aos sistemas embarcados interagir com o ambiente, coletando dados (sensores) e executando ações físicas (atuadores), respectivamente (Stankovic, 1996).

2.6.1 O controle PID (*Proporcional, Integral e Derivativo*)

O controlador Proporcional-Integral-Derivativo (PID) é o algoritmo de controle por realimentação (*feedback*) mais comum e universalmente aceito na indústria e em sistemas de automação (Knospe, 2006). Sua função primordial é gerenciar e corrigir continuamente a saída de um processo, minimizando a diferença (erro) entre o valor medido por um sensor e um valor de referência desejado, conhecido como *setpoint*. Este processo opera em um sistema de malha fechada, onde o feedback constante dos sensores permite o cálculo e o ajuste contínuo da saída de um atuador, garantindo que o sistema se mantenha estável e preciso (Al-Dayyeni; Mahmood, 2025).

A relevância do controle PID é notável, com estimativas indicando que ele é utilizado em mais de 90% das malhas de controle em aplicações industriais (Knospe, 2006). Sua robustez, simplicidade e eficácia o tornam a base para sistemas de controle em diversas áreas, desde processos químicos até dispositivos biomédicos. Em tecnologias assistivas, onde a interação com o corpo humano exige alta adaptabilidade, a combinação do controle PID com técnicas modernas de inteligência artificial tem se mostrado uma abordagem promissora para lidar com a complexidade e a variabilidade de sistemas biológicos (Al-Dayyeni; Mahmood, 2025).

O controlador PID combina três termos distintos para otimizar a resposta do sistema, cada um com uma função específica na minimização do erro:

- **Termo Proporcional (P):** Esta ação é diretamente proporcional ao erro atual. O ganho proporcional (K_p) determina a intensidade da resposta; um valor maior aumenta a velocidade com que o sistema corrige o erro, mas, se excessivo, pode causar oscilações e instabilidade (Johnson; Moradi, 2005).
- **Termo Integral (I):** Este componente soma o erro ao longo do tempo, atuando para eliminar o erro residual em regime permanente (*steady-state error*). Mesmo um pequeno erro persistente fará com que a ação integral aumente, forçando o sistema a convergir para o *setpoint*. Contudo, um ganho integral (K_i) muito alto pode levar a oscilações e um tempo de resposta lento (Johnson; Moradi, 2005).
- **Termo Derivativo (D):** A ação derivativa considera a taxa de variação do erro, buscando antecipar o comportamento futuro do sistema para amortecer a resposta. Ela é eficaz para reduzir o *overshoot* (ultrapassagem do *setpoint*) e melhorar a estabilidade, mas é sensível a ruídos no sinal do sensor, o que pode desestabilizar o controle se o ganho derivativo (K_d) for muito alto (Johnson; Moradi, 2005).

A equação geral de um controlador PID no domínio do tempo contínuo é dada pela Equação 2.1:

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(\tau) d\tau + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (2.1)$$

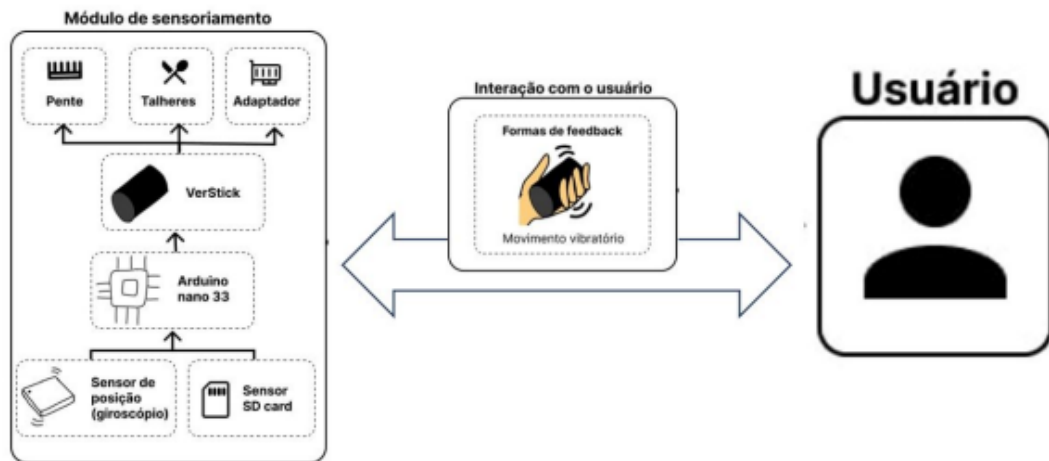
Onde $u(t)$ é a saída de controle, $e(t)$ é o sinal de erro (a diferença entre o *setpoint* e o valor medido), e K_p, K_i, K_d são os ganhos proporcional, integral e derivativo, respectivamente. A sintonia correta desses três ganhos é crucial para o desempenho do sistema. Em tecnologias como o VerStick, onde é preciso cancelar um movimento complexo como o tremor humano, o controle preciso e de baixa latência é essencial. Portanto, um algoritmo de controle inspirado nesses princípios é fundamental para calcular e aplicar a força ou o movimento corretivo necessário para cancelar um sinal complexo e ruidoso como o tremor humano em tempo real (Silva *et al.*, 2024).

2.7 VerStick

O VerStick é uma tecnologia assistiva desenvolvida como uma plataforma versátil para auxiliar pessoas com Doença de Parkinson (DP) a realizar atividades cotidianas com as mãos (Silva, 2023). O projeto foi motivado pela dificuldade que indivíduos com DP enfrentam ao executar tarefas simples, como se alimentar, escovar os dentes e pentear os cabelos, devido aos tremores involuntários (Silva, 2023).

O dispositivo foi concebido para funcionar como um suporte no qual diferentes utensílios podem ser acoplados. Seu objetivo principal é, através de um sistema embarcado, detectar os movimentos da mão do usuário, filtrar os tremores e realizar um movimento de compensação para manter o utensílio estável (Silva, 2023).

Figura 6 – Visão geral do Verstick.



Fonte: Adaptado de (Silva, 2023).

A Figura 6 mostra o diagrama conceitual do sistema, ilustrando a interação entre o módulo de sensoriamento, o usuário e as formas de feedback. As informações são capturadas pelo acelerômetro e giroscópio, passam pela filtragem de dados, onde os ruídos são suavizados, identificando a informação corretamente (Silva, 2023).

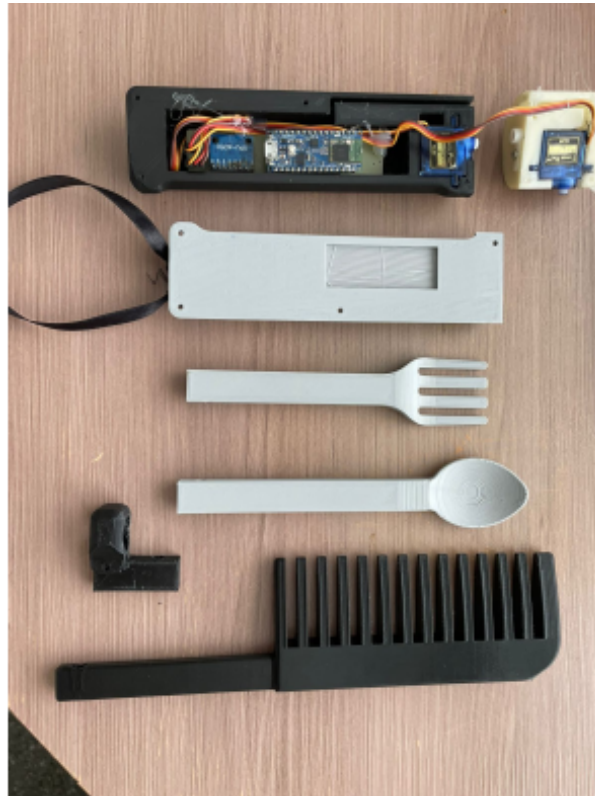
2.7.1 Arquitetura

A arquitetura do VerStick foi concebida de forma modular, integrando componentes físicos, eletrônicos e de software para cumprir seu objetivo de estabilização de tremores. A seguir, detalha-se cada uma dessas dimensões.

2.7.1.1 Arquitetura Física

Fisicamente, o VerStick foi projetado como um cabo ou suporte ergonômico, com um formato cilíndrico similar ao de uma escova de cabelo elétrica para proporcionar conforto ao usuário (Silva, 2023). O corpo do dispositivo, fabricado em material ABS por meio de impressão 3D, abriga os componentes eletrônicos e os motores. Sua principal característica é a modularidade, possuindo um sistema de encaixes que permite ao usuário acoplar diferentes utensílios, como colher, garfo, pente e um adaptador para escovas de dente, tornando-o uma plataforma versátil para múltiplas atividades (Silva, 2023) como mostrado abaixo na figura 7.

Figura 7 – Arquitetura Física do Verstick.

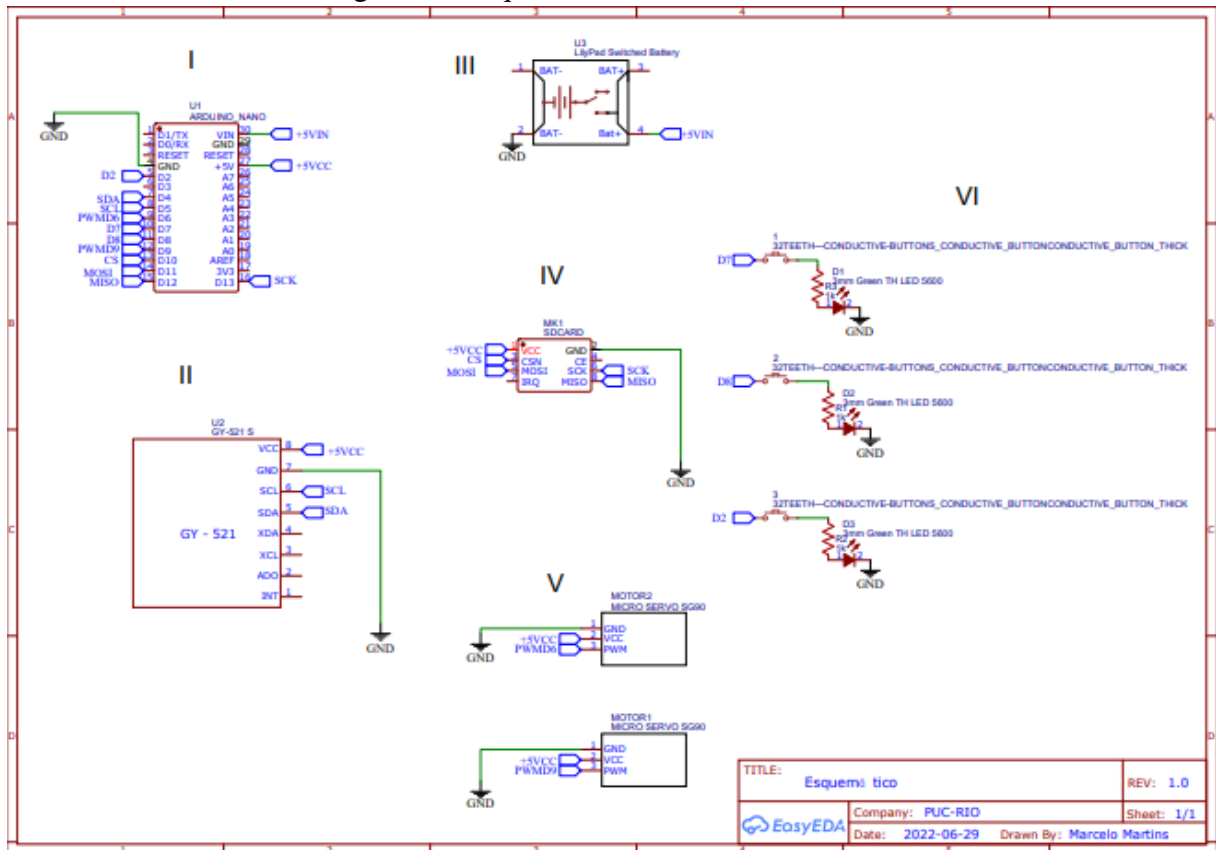


Fonte: Adaptado de (Silva, 2023).

2.7.1.2 *Arquitetura Eletrônica*

A arquitetura eletrônica do VerStick apresentada na figura 8 é composta por um conjunto de componentes selecionados por critérios de disponibilidade, facilidade de programação e baixo custo (Silva, 2023). O núcleo do sistema é uma placa de prototipagem **Arduino Nano 33 BLE**, que contém o microcontrolador responsável por todo o processamento. Para a detecção de movimento, é utilizado um sensor **MPU6050**, que integra um acelerômetro e um giroscópio de 6 eixos. Para a atuação, dois **micro-servomotores** realizam os movimentos de compensação. O sistema também inclui um **módulo para cartão SD**, que funciona como um *datalogger* para armazenar os dados de movimento, e um módulo de alimentação para uma pilha AAA (Silva, 2023).

Figura 8 – Esquemático Elétrico do Verstick.

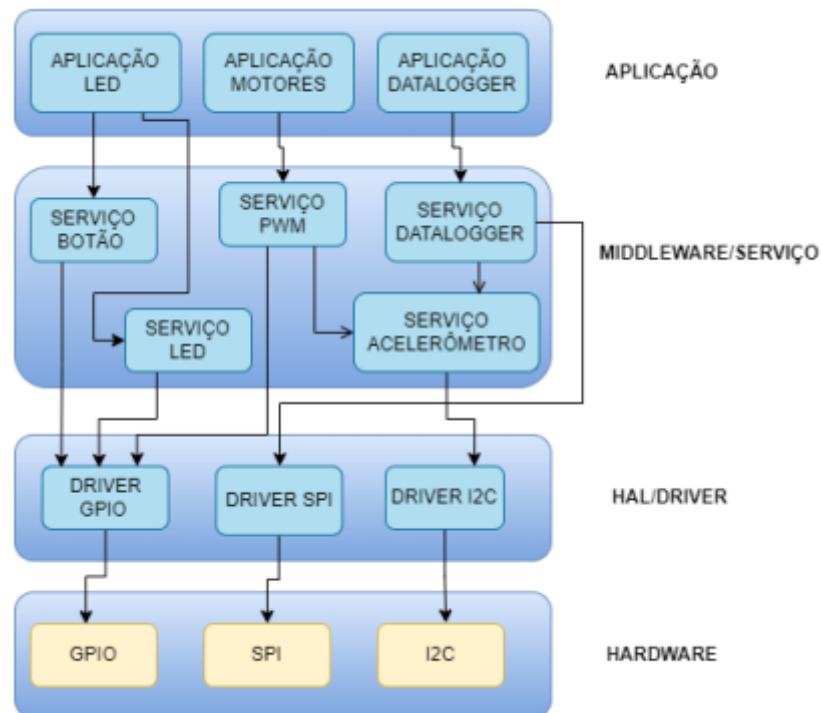


Fonte: Adaptado de (Silva, 2023).

2.7.1.3 Arquitetura de Software

O software do VerStick apresentado na figura 9, foi implementado em C/C++ na plataforma Arduino e estruturado em um padrão de arquitetura em camadas para organizar as funcionalidades: Hardware, HAL/Driver, Middleware/Serviço e Aplicação (Silva, 2023). Na camada de **Serviço**, foram criados módulos para gerenciar a leitura do acelerômetro, o controle dos motores (via PWM) e a gravação de dados no *datalogger* (via SPI). Na camada de **Aplicação**, essas funcionalidades são orquestradas para executar a lógica principal do dispositivo, que consiste em ler os dados do sensor, aplicar o Filtro de Kalman para suavizar os ruídos e, por fim, enviar os sinais corrigidos para os motores realizarem a estabilização (Silva, 2023).

Figura 9 – Diagrama de Camadas do Verstick.



Fonte: Adaptado de (Silva, 2023).

2.7.2 O Diferencial da Versatilidade

O principal diferencial do VerStick, que o distingue de outros trabalhos e produtos comerciais, é a sua **versatilidade** (Silva, 2023). Enquanto a maioria das soluções existentes, como o Liftware Steady, foca exclusivamente em uma única atividade (geralmente a alimentação), o VerStick foi concebido como uma ferramenta multifuncional (Silva, 2023). Sua capacidade de atender a múltiplas necessidades com um único dispositivo foi a característica mais valorizada e elogiada pelos participantes durante a avaliação de usabilidade (Silva, 2023).

Essa capacidade de adaptação, que permite ao usuário realizar tarefas distintas como comer, pentear os cabelos e escovar os dentes, amplia significativamente o potencial do dispositivo para beneficiar e facilitar a vida das pessoas com Parkinson (Silva, 2023). Os relatos dos próprios usuários confirmam este ponto, com um deles destacando: "A versatilidade do projeto eu destaco como um ponto legal, porque você vai ter mais de uma função em um protótipo só" (Silva, 2023). Portanto, a combinação de funcionalidades em uma única interface flexível e personalizável é a principal inovação e contribuição do VerStick, promovendo maior autonomia e independência nas atividades diárias (Silva, 2023).

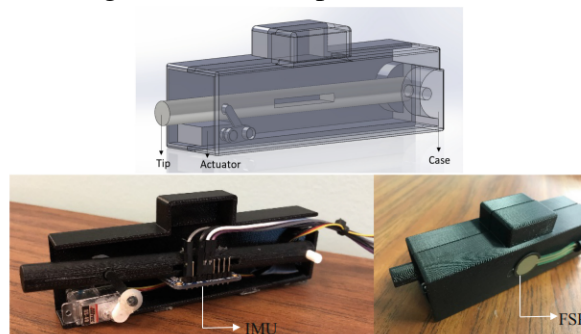
3 TRABALHOS RELACIONADOS

3.1 Projeto e Validação de uma Empunhadura Estabilizadora de Tremor para Pacientes com Doença de Parkinson e Tremor Essencial

Sarkar e Zheng (2019) propuseram o desenvolvimento de um estabilizador de mão de baixo custo e peso reduzido, voltado para pacientes com Parkinson ou tremor essencial. O dispositivo apresentado na Figura 10 realiza movimentos apenas em um eixo de rotação e é capaz de estabilizar a ponta de um utensílio, como uma colher, por meio de um motor controlado por um microcontrolador. Um sensor inercial mede a inclinação da haste, e um resistor sensível à força permite ao usuário ajustar o ângulo desejado do eixo de atuação.

Para validar o sistema, os autores construíram uma plataforma de vibração controlada por um motor, capaz de simular tremores com magnitude e frequência específicas. Durante os testes, o dispositivo foi exposto a vibrações de 15° a 3 Hz, com e sem compensação. Os dados coletados mostraram uma redução de 85,8% na magnitude do movimento com o sistema ativo, desempenho superior ao de dispositivos comerciais, que geralmente anunciam reduções de até 70%. O sistema também apresentou menor custo e peso, com atraso de resposta inferior a 0,1 s. Ainda assim, os autores apontam limitações, como a atuação restrita a um único plano e o fato de o protótipo ainda depender de fios e ajustes de ergonomia.

Figura 10 – Protótipo de SAKAR



Fonte: Adaptado de (Sarkar; Zheng, 2019).

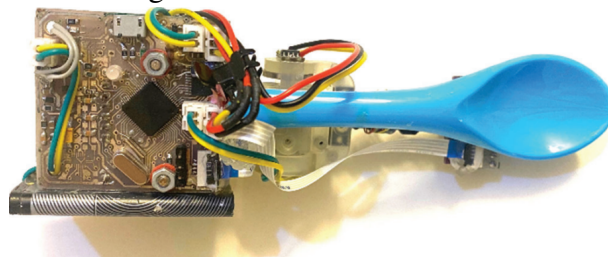
3.2 Projeto e Fabricação de um Dispositivo para Redução do Tremor nas Mãos em Pacientes com Parkinson durante a Alimentação

Talaei e Kargar (2023) propõem o desenvolvimento de uma colher eletrônica não invasiva para atenuação de tremores em pacientes com Parkinson durante a alimentação. O

dispositivo é equipado com dois motores posicionados em eixos perpendiculares, o que permite corrigir os tremores tanto no sentido vertical quanto no horizontal. Os movimentos da colher são monitorados por sensores instalados em seu cabo, que identificam os tremores da mão. Esses dados são enviados a um microcontrolador ajustado por um sistema de lógica para tornar as respostas mais precisas. Para separar os tremores dos movimentos voluntários, o sistema aplica um filtro que bloqueia sinais com frequência acima de 3 Hz, que é o limite do movimento natural da mão.

Os testes laboratoriais com o protótipo mostraram que o sistema foi capaz de reduzir o movimento involuntário da colher em até 75% no eixo vertical e cerca de 35% no eixo horizontal. Além disso, a frequência de oscilação da colher também foi reduzida, demonstrando um efeito positivo na suavização dos movimentos. O dispositivo não requer o uso de órtese ou adição de massas ao braço, evitando limitações no movimento voluntário ou fadiga muscular. Com isso, a proposta mostra-se viável para aplicação prática, especialmente por seu baixo custo, leveza e controle adaptativo robusto a incertezas. Na Figura 11 encontra-se o protótipo da colher.

Figura 11 – Colher de Talaei



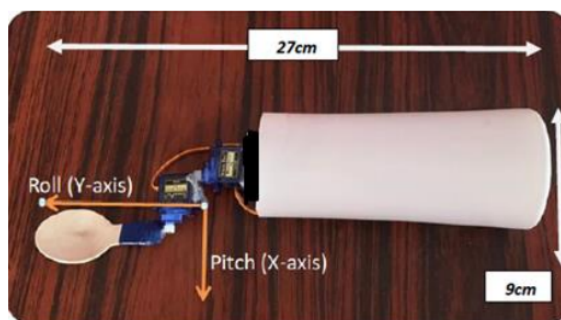
Fonte: Adaptado de (Talaei; Kargar, 2023).

3.3 Colher Ergonômica de Controle de Tremor para Doença de Parkinson

Shreeshayana *et al.* (2024) propõem o desenvolvimento de uma colher ergonômica autoestabilizadora voltada para auxiliar pessoas com doença de Parkinson durante a alimentação. O sistema utiliza sensores inerciais embutidos no cabo da colher para identificar tremores e corrigir automaticamente os movimentos indesejados. Dois motores são instalados em posições ortogonais, permitindo que a colher mantenha sua ponta estável tanto no movimento vertical quanto no horizontal. O protótipo foi construído com componentes de baixo custo e dimensões otimizadas, com foco na usabilidade por idosos. O sistema opera por meio de um microcontrolador que interpreta os dados dos sensores e comanda os motores para estabilizar a colher em tempo real, seguindo um algoritmo simples baseado na direção da inclinação detectada.

Os testes revelaram que o desempenho da colher apresentada na Figura 12 varia conforme o tipo de alimento. Com alimentos secos, o movimento foi mais estável, apresentando menor variação na aceleração vertical e horizontal. Já com alimentos úmidos, observou-se maior instabilidade, especialmente no eixo vertical. Ainda assim, o sistema demonstrou boa capacidade de compensação dos tremores, reduzindo significativamente a oscilação da colher e minimizando o derramamento de alimentos. Esses resultados indicam o potencial da solução como uma ferramenta acessível e eficaz para promover maior autonomia durante as refeições.

Figura 12 – Colher ergonômica de Sheeshayana



Fonte: Adaptado de (Shreeshayana *et al.*, 2024).

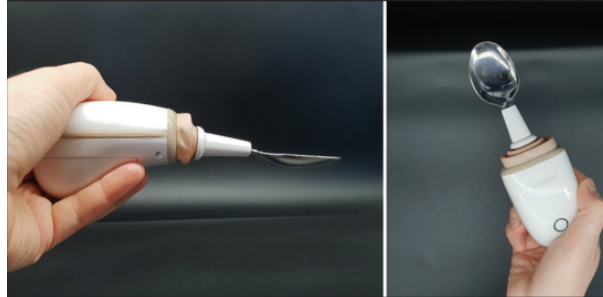
3.4 Batido, não Mexido: Um Estudo Piloto Testando um Dispositivo de Estabilização de Colher Giroscópica na Doença de Parkinson e Tremor

Ryden *et al.* (2020) conduziram um estudo piloto para avaliar a eficácia de uma colher assistiva com estabilização giroscópica, voltada a pacientes com Parkinson e tremores. O dispositivo apresentado na Figura 13, utiliza um mecanismo giroscópico interno com o objetivo de manter a colher estável durante movimentos involuntários. O estudo envolveu 10 pacientes com diagnóstico confirmado de doença de Parkinson, recrutados em uma clínica especializada. Para avaliar a eficiência do dispositivo, foram realizados dois testes funcionais cronometrados: uma tarefa de transferência de arroz por 60 segundos e uma tarefa de três tentativas de transferência. Em ambos os testes, os pacientes utilizaram a colher com o giroscópio ativado e desativado, com a ordem dos testes randomizada e o estado do dispositivo mascarado para os participantes.

Os resultados revelaram que, de forma inesperada, o desempenho foi inferior com o giroscópio ativado no teste de 60 segundos, resultando em menor quantidade de arroz transferido. Na tarefa de três transferências, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os modos de uso. Os autores sugerem que a ineficácia do dispositivo pode estar relacionada ao tipo de tremor predominante nos participantes: tremor de repouso, de baixa amplitude, menos

responsivo a esse tipo de estabilização. Além disso, a ausência de um período prévio de adaptação ao uso da colher pode ter influenciado negativamente os resultados.

Figura 13 – Gyenno spoon



Fonte: Adaptado de (Ryden *et al.*, 2020).

Estudos recentes têm investigado soluções tecnológicas para auxiliar pessoas com doença de Parkinson a realizarem atividades cotidianas. No entanto, observa-se atenção limitada à experiência do usuário, com menor ênfase em aspectos como conforto, adaptação, percepção de eficácia e aplicabilidade no cotidiano, limitações já apontadas, inclusive, em pesquisas com pacientes, como a de (Ryden *et al.*, 2020).

3.5 Análise Geral dos Trabalhos Relacionados

Como visto, os trabalhos de Sarkar e Zheng (2019), Talaei e Kargar (2023), Shreshayana *et al.* (2024) e Ryden *et al.* (2020) apresentam contribuições significativas no desenvolvimento de dispositivos para mitigar os tremores na Doença de Parkinson. Uma característica comum entre eles é o foco singular na tarefa de alimentação, propondo soluções como cabos estabilizadores ou colheres eletrônicas dedicadas exclusivamente a essa atividade. Embora variem na tecnologia empregada, desde abordagens ativas com múltiplos motores até mecanismos passivos giroscópicos, o escopo de aplicação permanece restrito.

O dispositivo VerStick, objeto de avaliação deste TCC, se diferencia fundamentalmente por sua proposta de versatilidade. Ao ser concebido como uma plataforma com encaixes modulares, ele expande o auxílio para além da alimentação, abrangendo outras atividades de vida diária essenciais, como a higiene pessoal (escovar os dentes) e o autocuidado (pentear os cabelos) (Silva, 2023).

Além disso, enquanto a validação dos trabalhos relacionados se concentrou primariamente em métricas de desempenho técnico em laboratório ou em tarefas funcionais limitadas, o presente trabalho se aprofunda na avaliação da usabilidade e da experiência do usuário em relação

aos tremores e conforto, uma abordagem que será detalhada na metodologia a seguir. Conforme destacado na introdução, a aceitação e o uso contínuo de tecnologias assistivas dependem de fatores como conforto, facilidade de uso e percepção de eficácia, aspectos que esta pesquisa busca investigar detalhadamente através de uma metodologia focada na interação direta com os pacientes. O quadro 2 dispõe das principais diferenças entre os trabalhos.

Quadro 2 – Tabela comparativa dos trabalhos relacionados com a proposta.

Critério	Sarkar et al. (2019)	Talaei & Kar-gar (2023)	Shreeshayana et al. (2024)	Ryden et al. (2020)	VerStick (Pro-posta)
Objetivo Principal	Estabilizar utensílio (foco em DP e tremor essencial).	Colher eletrônica para atenuar tremores na alimentação.	Colher ergonômica e autoestabilizadora.	Avaliar eficácia de colher c/ estabilização giroscópica.	Avaliar usabilidade de dispositivo multifuncional (diversas atividades).
Tecnologia / Mecanismo	1 motor, sensor inercial e resistor de força.	2 motores (perp.), sensores e filtro de freq. (> 3Hz).	2 motores ortogonais, sensores inerciais e micro-controlador.	Mecanismo giroscópico interno de estabilização.	2 micro-servos, IMU (acel.+giro.) e Filtro de Kalman.
Eixos de Atuação	1 eixo de rotação.	2 eixos (vertical e horizontal).	2 eixos (vertical e horizontal).	Múltiplos eixos (via giroscópio).	2 eixos para compensação.
Versatilidade / Aplicação	Cabo estabilizador (1 utensílio por vez).	Exclusivo: colher de alimentação.	Exclusivo: colher ergonômica.	Exclusivo: colher de alimentação.	Multifuncional: encaixes para colher, garfo, pente e escova.
Método de Validação	Simulação em plataforma de vibração.	Testes de laboratório (medição de eixos).	Testes práticos com alimentos (secos e úmidos).	Testes funcionais cronometrados (transf. de arroz).	Testes de lab. e com usuários (observação e entrevistas).
Principal Achado / Limitação	Redução de 85,8% (1 eixo). Depende de fios.	Redução: 75% (V) e 35% (H). Baixo custo.	Melhor desempenho com alimentos secos.	Ineficaz. Piora do desempenho com o uso.	Identificados desafios de design (peso/tamanho) para iterações.

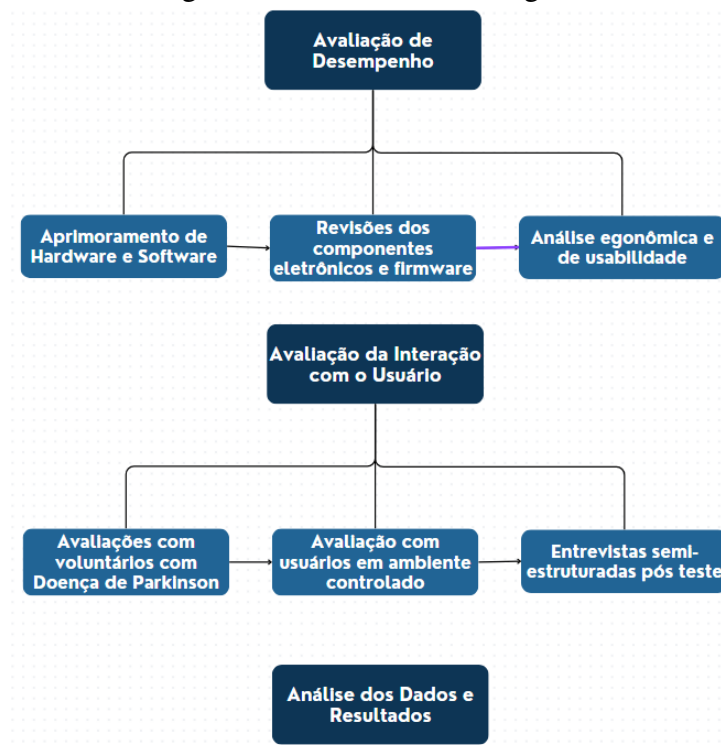
Fonte: Elaborado pelo autor.

4 METODOLOGIA

Este capítulo apresenta a metodologia adotada para o desenvolvimento e validação do dispositivo VerStick. Quanto à sua natureza, a pesquisa classifica-se como aplicada, pois objetiva gerar conhecimentos dirigidos à solução de um problema específico: o auxílio motor a pacientes com Doença de Parkinson. Relativo à abordagem, trata-se de uma pesquisa de método misto (quali-quantitativa). A vertente quantitativa tem de origem a coleta e análise de dados dos sensores inerciais e métricas de desempenho, enquanto a qualitativa aborda a percepção do usuário quanto à usabilidade e conforto.

Referente aos procedimentos técnicos, a investigação caracteriza-se como experimental e bibliográfica, envolvendo o desenvolvimento de um protótipo de hardware e software e sua submissão a cenários de teste controlados. A estrutura metodológica foi organizada da seguinte forma: a Seção 4.1 descreve a Avaliação de Desempenho, detalhando o aprimoramento do protótipo e análise ergonômica; a Seção 4.2 aborda a Avaliação da Interação com o Usuário, descrevendo os testes com voluntários e entrevistas; e, por fim, a Seção 4.3 apresenta o método para a Análise dos Dados e Resultados, conforme ilustrado na Figura 14.

Figura 14 – Passos Metodológicos



Fonte: Elaborado pelo Autor.

4.1 Avaliação de Desempenho

Nesta etapa, o foco foi a análise técnica rigorosa e o aperfeiçoamento do hardware e software do VerStick. Para garantir a prontidão do dispositivo, foram realizados procedimentos específicos de validação em quatro frentes principais:

1. **Revisão de Componentes:** A integridade dos componentes eletrônicos (microcontrolador, IMU e servomotores) foi verificada individualmente. Realizou-se a conferência das tensões de operação e lógica de comunicação (protocolos I2C e PWM) comparando os dados medidos com as especificações dos *datasheets*, visando mitigar falhas prematuras por defeitos de fabricação.
2. **Validação Eletroeletrônica:** No que tange ao circuito, a validação do layout da placa envolveu testes de continuidade e isolamento de trilhas. Para o isolamento de ruído, foram implementados e verificados capacitores próximos aos sensores, garantindo a estabilidade do sinal contra interferências eletromagnéticas geradas pelos motores. A eficiência energética foi aferida monitorando o consumo de corrente do sistema em estados de *standby* e operação máxima.
3. **Testes de Bancada e Durabilidade:** O dispositivo foi submetido a testes de estresse, operando continuamente por períodos prolongados (ciclos de 5 minutos) para verificar a estabilidade térmica e a robustez das conexões físicas sob vibração constante, simulando a intensidade dos tremores sem falhas mecânicas ou desconexão de cabos.

O firmware também foi revisado para assegurar o sincronismo entre a leitura dos sensores e a resposta dos atuadores, otimizando o Filtro de Kalman implementado. A versão refinada, resultante desse processo, foi a utilizada nas avaliações subsequentes.

4.2 Avaliação da Interação com o Usuário

Nesta etapa da pesquisa, optou-se por realizar uma validação preliminar de ergonomia e usabilidade com voluntários saudáveis. Essa abordagem, comum no desenvolvimento de tecnologias assistivas, visa garantir a segurança mecânica, o conforto do material e a robustez do software antes da exposição de pacientes clínicos (que possuem vulnerabilidades motoras). Para compor a amostra, foram selecionados estudantes da Universidade Federal do Ceará (UFC), com faixa etária entre 18 e 24 anos. O recrutamento ocorreu por meio de convite, no qual os voluntários foram informados de que testariam um dispositivo de tecnologia assistiva

desenvolvido especificamente para auxiliar pessoas com Doença de Parkinson. Em seguida, os participantes foram instruídos a simular as atividades propostas para avaliar a eficiência dos encaixes e a interface física do VerStick.

As questões éticas foram devidamente consideradas, conforme os aspectos relevantes da legislação nacional vigente das Resoluções 466/2012 e 510/2016 do Conselho Nacional de Saúde. Eles também foram informados sobre os objetivos da pesquisa e potenciais riscos, como desconforto durante o uso do dispositivo.

Seguindo para a principal etapa do estudo, que consistiu nas avaliações de interação com o usuário, utilizou-se uma abordagem mista que combinou métodos de Interação Humano-Computador (IHC) para avaliar a experiência de uso (Barbosa *et al.*, 2024; Sharp *et al.*, 2019). Foram realizados testes de usabilidade no laboratório de usabilidade da UFC, com acompanhamento de dois avaliadores: um responsável pela coleta de dados e outro para situações emergenciais. A duração das sessões foi de até 30 minutos, com critério de encerramento caso o dispositivo cumprisse sua função ou o participante desejasse interromper. As avaliações tiveram como objetivos: (i) analisar as interações iniciais com o dispositivo; (ii) verificar se o VerStick contribui para a estabilização dos movimentos; (iii) identificar obstáculos, melhorias e novos requisitos; e (iv) obter um retorno preliminar quanto à aceitação da tecnologia.

Os participantes seguiram um roteiro de atividades pré-definido, no qual realizaram quatro cenários: (i) conectar o dispositivo ao pulso; (ii) manusear um utensílio como um talher; (iii) escovar os dentes; e (iv) pentear os cabelos. Os cenários foram planejados para simular atividades diárias relevantes, observando a facilidade de conexão e uso do VerStick. Os detalhes estão descritos no Quadro 3.

Quadro 3 – Cenários de teste e tarefas para avaliação do dispositivo VerStick.

Cenário	Descrição	Tarefas
Cenário 1: Segurar o dispositivo no pulso	O ator deve manusear o dispositivo de forma segura.	T1 - Usuário deve segurar Verstick de maneira que ajuste em seu pulso. T2 - Usuário deve ligar o dispositivo.
Cenário 2: Manuseio de Talher	O ator deve manusear o dispositivo como se fosse um talher, no qual sua atividade é comer.	T1 - Usuário deve encaixar o utensílio de talher para utilização. T2 - Usuário deve realizar a utilização do dispositivo como um talher.
Cenário 3: Manuseio de Pente	O ator deve manusear o dispositivo como se fosse um pente no qual sua atividade é pentear o cabelo.	T1 - Usuário deve encaixar o molde de pente. T2 - Usuário deve pentear o cabelo com o utensílio.
Cenário 4: Manuseio de Escova de Dente	O ator deve manusear o dispositivo como se fosse sua escova de dente.	T1 - Usuário deve encaixar a peça de suporte para escova de dente. T2 - Usuário deve encaixar a escova de dente no suporte. T3 - Usuário deve simular a escovação de dentes.

Nota: No Cenário 4 foram utilizadas escovas de dente novas a cada sessão de avaliação, e as escovas depois ficaram com os participantes do estudo.

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Cada cenário foi repetido cinco vezes por participante, conforme roteiro pré-estabelecido, para permitir uma análise mais aprofundada da interação. Ao final da sessão, foi aplicada uma entrevista pós-teste semiestruturada para coletar impressões qualitativas dos participantes quanto à experiência de uso, conforto, eficácia percebida, usabilidade, e sugestões de melhoria.

Durante as sessões, os avaliadores observaram tópicos como: (i) se o participante demonstra conforto com o uso da tecnologia; (ii) principais dificuldades percebidas; (iii) aspectos positivos e negativos; (iv) tarefa mais desafiadora; (v) capacidade geral de completar as tarefas; e (vi) se o dispositivo contribui na correção ou estabilização dos tremores.

4.3 Coleta de Dados

Para garantir uma coleta de dados abrangente, foi utilizado um conjunto de instrumentos qualitativos e quantitativos, conforme descrito abaixo:

- **Questionário Sociodemográfico:** Aplicado no início da sessão para coletar informações como idade e gênero.
- **Escala MDS-UPDRS (Seções da M-EDL) Goetz *et al.* (2008):** Essa escala permitiu avaliar o nível de comprometimento motor nas tarefas de alimentação e higiene. As seções aplicadas foram: "2.4-Tarefas de Alimentação", "2.6-Higiene", "2.10-Tremor", "3.3-Rigidez", "3.5-Movimento das mãos", e "3.6-Movimentos de pronação-supinação das mãos".
- **Roteiro de Observação:** Um guia estruturado para os avaliadores registrarem de forma sistemática os comportamentos durante os testes: erros, dificuldades, tempo para completar tarefas e estratégias de enfrentamento.
- **Entrevista Pós-Teste Semiestruturada:** Instrumento qualitativo aplicado ao final da sessão com questões abertas e fechadas para explorar a percepção geral do participante sobre o VerStick e sua aplicabilidade na vida cotidiana.

Adicionalmente, foi registrado o tempo de execução de cada tarefa, permitindo a análise do desempenho em termos de eficiência.

4.4 Análise dos Dados e Resultados

Os dados coletados foram analisados por meio de métodos quantitativos e qualitativos. A análise quantitativa envolveu a comparação dos desempenhos com base nas medidas registradas (ex.: tempo, erros, estabilização dos movimentos), enquanto a qualitativa abrangeu a codificação e interpretação das respostas dos participantes nos questionários e entrevistas.

Foi realizada triangulação entre: (i) observações dos avaliadores; (ii) feedback espontâneo dos participantes; e (iii) respostas formais nas entrevistas, de forma a consolidar os resultados e gerar recomendações de melhorias. Os achados contribuíram tanto para a evolução do VerStick quanto para o avanço da pesquisa em tecnologias assistivas voltadas para a Doença de Parkinson.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 Evolução e Refinamento do Protótipo

Após as análises técnicas iniciais, o hardware do VerStick passou por um processo de refinamento visando reduzir a complexidade do algoritmo e melhorar a performance do protótipo. Uma das principais mudanças foi a substituição de módulos externos pelo uso dos sensores internos da placa de desenvolvimento, o que, aliado ao uso de bibliotecas *libraries* mais otimizadas, resultou em uma menor latência de resposta e melhor estabilidade no processamento dos sinais de tremor.

Figura 15 – Atual protótipo do Verstick após refinamento,

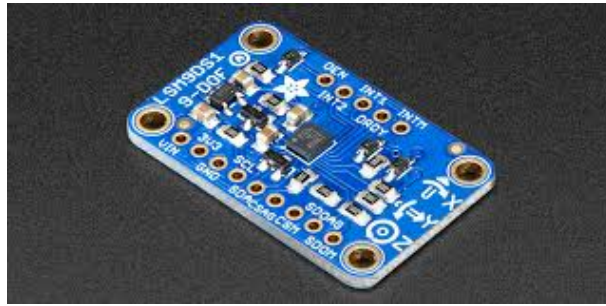


Fonte: Elaborado pelo autor.

Os componentes que foram atualizados no refinamento do protótipo 15 foram:

- Sensor LSM9DS1: Este componente (16) substituiu o antigo módulo externo MPU6050. Por ser uma IMU (Unidade de Medida Inercial) de 9 eixos já embutida nativamente no Arduino Nano 33 BLE, sua utilização eliminou a necessidade de fiação extra, reduzindo o ruído elétrico e falhas de conexão. O sensor integrou acelerômetro, giroscópio e magnetômetro, permitindo uma leitura mais precisa da orientação espacial do dispositivo.

Figura 16 – Sensor LSM9DS1



Fonte: Adaptado de (ADAFRUIT INDUSTRIES, 2026).

- Servomotores MG90S: Foram utilizados no lugar do SG90 como os atuadores responsáveis pelos movimentos de compensação nos dois eixos de atuação. Estes micro-servos (17) operaram através de sinais PWM (Modulação por Largura de Pulso) e foram escolhidos por seu baixo peso e torque adequado para estabilizar utensílios leves, como talheres e pentes, garantindo a modularidade da plataforma.

Figura 17 – Servomotores MG90S



Fonte: Adaptado de (CASA DA ROBÓTICA, 2026)

5.1.1 Otimização do Software e Bibliotecas

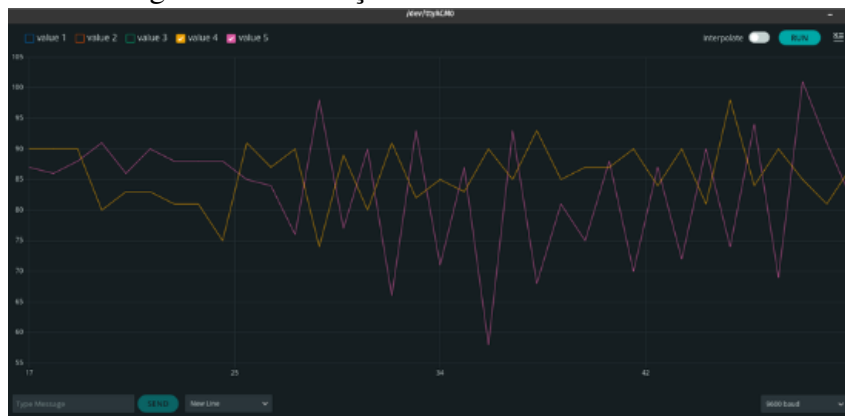
- Gerenciamento da IMU LSM9DS1: O uso de bibliotecas dedicadas ao sensor interno permitiu o acesso direto aos registros de 9 eixos da placa via barramento interno, o que simplificou o fluxo de dados e reduziu a latência de leitura em comparação à comunicação com módulos externos via cabos.

- Desempenho Algorítmico: As novas LIBs facilitaram a implementação do Filtro de Kalman, garantindo que a estimativa do ângulo de inclinação fosse calculada de forma determinística e rápida, atendendo aos requisitos de tempo real necessários para compensar tremores humanos.
- Controle e Atuação: A otimização das bibliotecas de controle permitiu um ajuste mais fino dos parâmetros do PID, resultando em uma resposta dos servomotores SG90 que foi mais fluida e menos suscetível a oscilações causadas por ruídos de processamento.

5.2 Resultados da Avaliação de Desempenho

Avaliação de desempenho do VerStick foi realizada em seis condições: (I) sem filtro e sem PID, (II) sem filtro e com PID e (III) com filtro complementar e sem PID. (IV) com filtro complementar e com PID (V) com filtro e kalman e sem PID (VI) com filtro de kalman e com PID, a fim de comparar o impacto da filtragem e do controlador PID na estabilidade do sistema. As imagens abaixo apresentam os resultados obtidos.

Figura 18 – Condição I — Sem filtro e sem PID.



Fonte: Elaborado pelo autor.

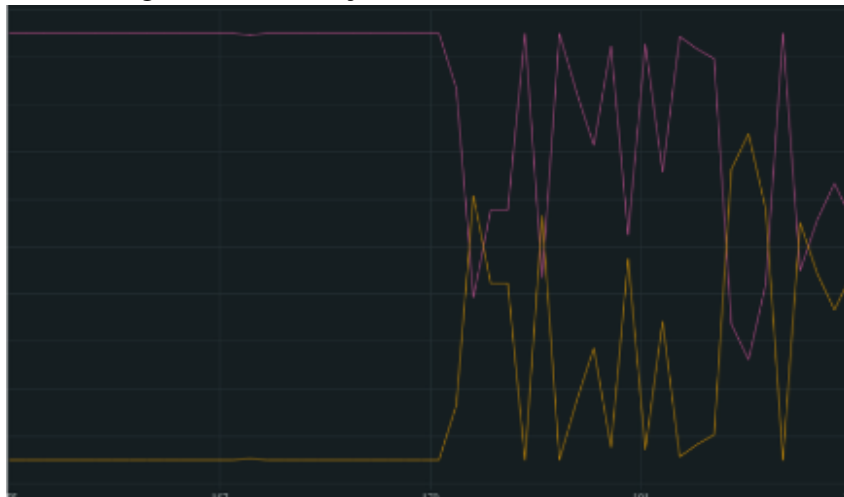
A Condição I representa o estado de 'linha de base' (baseline) do sistema, onde os dados brutos do acelerômetro e giroscópio (LSM9DS1) são lidos e plotados sem qualquer pré-processamento ou atuação dos motores.

A análise da Figura 19 revela um sinal caracterizado por alta instabilidade e irregularidade, com picos frequentes de amplitude variável. Esse comportamento evidencia o ruído inerente aos sensores MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems). O acelerômetro, por sua natureza física, é altamente sensível a vibrações mecânicas de alta frequência e à aceleração gravitacional não compensada, enquanto o giroscópio sofre com o fenômeno de drift (deriva) ao

longo do tempo (Diao *et al.*, 2013).

Nesta condição, observa-se que o sinal bruto contém não apenas a informação do movimento (baixa frequência), mas também uma quantidade significativa de ruído elétrico e mecânico (alta frequência). Esse cenário comprova que a utilização direta dos dados do sensor para o controle de estabilização é inviável: se esses valores fossem enviados diretamente aos servomotores, o sistema tentaria corrigir essas microvariações inexistentes (ruído), resultando em um comportamento errático e vibratório, tecnicamente conhecido como *chattering* como2 mostrado em (Chen; Peng, 2017).

Figura 19 – Condição II — Sem filtro e com PID.



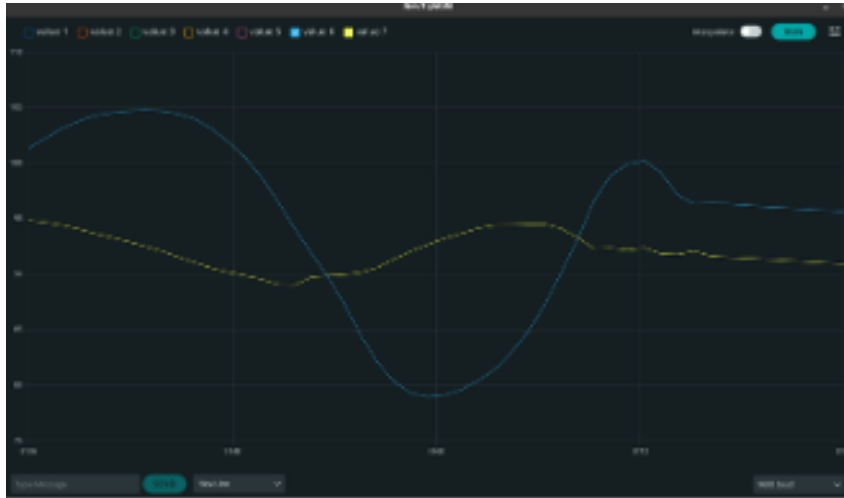
Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Condição II, o algoritmo de controle PID foi ativado utilizando como entrada o sinal bruto descrito na etapa anterior. O resultado, conforme ilustrado na Figura 19, foi uma amplificação severa da instabilidade.

A explicação técnica para esse fenômeno reside no termo Derivativo (D) do controlador PID. A função matemática da derivada é calcular a taxa de variação do erro em relação ao tempo. Como o sinal bruto apresenta variações bruscas e instantâneas (ruído de alta frequência), o componente Derivativo interpreta esses picos como mudanças drásticas de posição e gera uma resposta de saída violentamente alta para tentar corrigi-las (Knospe, 2006).

Isso cria um ciclo de realimentação destrutivo: o motor reage bruscamente ao ruído, essa reação gera vibração física na estrutura do protótipo, que é captada novamente pelo acelerômetro como mais ruído, levando o sistema à saturação e instabilidade total. Este resultado valida empiricamente a hipótese de que um algoritmo de fusão sensorial (filtragem) é um pré-requisito obrigatório antes da etapa de controle.

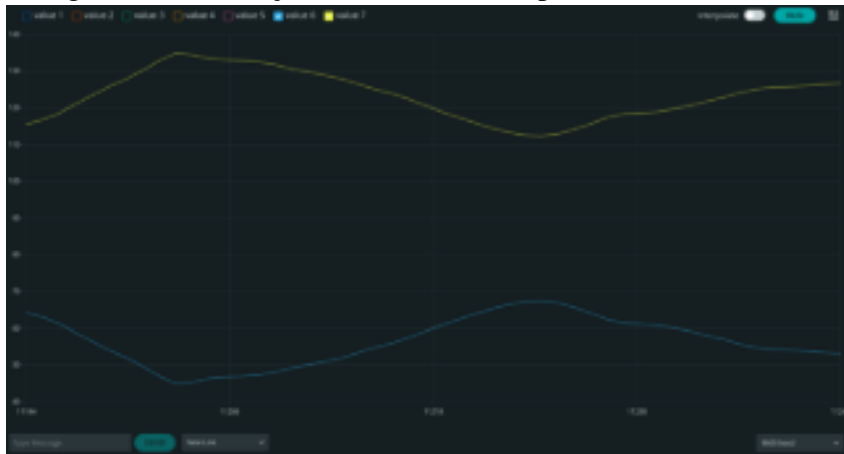
Figura 20 – Condição III — Filtro complementar e sem PID.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A Condição III marca a introdução da fusão sensorial. Diferentemente da leitura bruta, o Filtro Complementar aplica matematicamente um filtro passa-baixa no acelerômetro (para eliminar a vibração de alta frequência) e um filtro passa-alta no giroscópio (para eliminar o drift cumulativo). A análise da Figura 20 demonstra uma redução drástica no ruído do sinal em comparação à Condição I. O sinal apresenta-se mais limpo e coerente com o movimento real do dispositivo. No entanto, observa-se que em movimentos bruscos, a resposta do filtro apresenta um leve atraso (phase lag) ou resíduos de ruído transiente. Isso ocorre porque o Filtro Complementar baseia-se em um ganho fixo (α), o que limita sua capacidade de adaptação a diferentes dinâmicas de movimento: ele trata o erro do sensor como uma constante, não considerando as incertezas estatísticas do sistema.

Figura 21 – Condição IV — Filtro complementar e com PID.

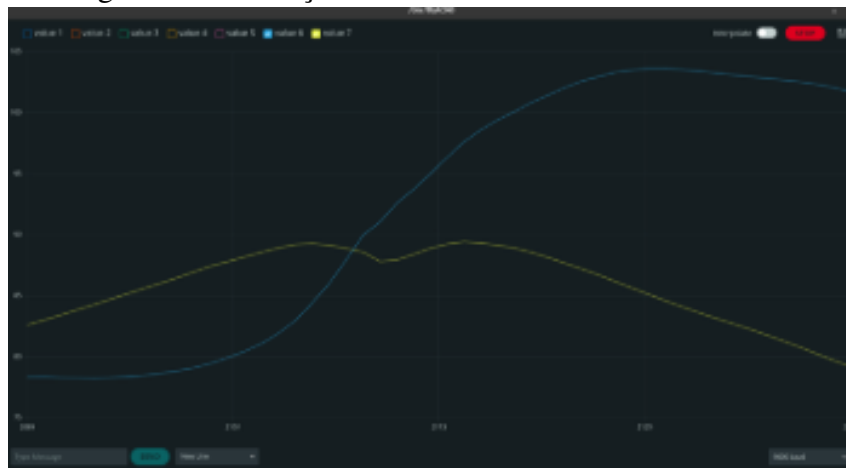


Fonte: Elaborado pelo autor.

Ao acoplar este sinal ao controlador na Condição IV, a estabilidade do sistema melhorou significativamente em relação à Condição II. O sistema tornou-se controlável, mas não ideal.

A Figura 21 revela oscilações residuais durante a estabilização. Tecnicamente, isso se justifica porque o atraso de fase introduzido pelo filtro (o tempo que o cálculo leva para 'confiar' na mudança de ângulo) entra em conflito com a necessidade de correção instantânea do PID. Embora o termo Derivativo não sature como na Condição II, ele ainda reage às imperfeições da fusão linear, resultando em uma correção 'dura' e menos fluida. O sistema funciona, mas carece da suavidade necessária para tarefas finas, como levar uma colher à boca sem derramar.

Figura 22 – Condição V — Filtro de Kalman e sem PID.

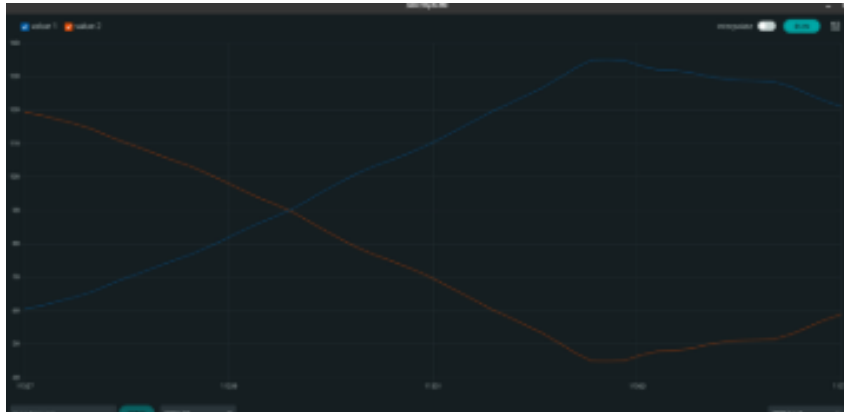


Fonte: Elaborado pelo autor.

A Condição V apresenta o comportamento do sinal processado pelo Filtro de Kalman. Diferentemente da abordagem linear anterior, este algoritmo é probabilístico: ele utiliza uma matriz de covariância para estimar a incerteza do sensor e a incerteza da predição a cada ciclo de loop.

O gráfico resultante (Figura 22) exhibe uma curva extremamente suave, com supressão quase total do ruído branco gaussiano típico dos sensores MEMS. Neste cenário de 'malha aberta' (apenas leitura, sem atuação dos motores), o filtro demonstra sua capacidade matemática de prever o estado real do sistema (state estimation) separando o sinal útil do ruído de medição com máxima eficiência. Visualmente, é o cenário de desempenho ideal.

Figura 23 – Condição VI — Filtro de Kalman e com PID.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Condição VI, fecha-se a malha de controle: o sinal refinado pelo Kalman alimenta o PID, que aciona os servomotores para compensar o tremor fisicamente.

É crucial notar que a Figura 23 apresenta pequenas perturbações que não existiam na Condição V. Uma análise superficial poderia sugerir uma piora, mas, sob a ótica da engenharia de controle, isso representa a interação física real do sistema. Ao moverem-se, os servomotores geram vibrações mecânicas na estrutura impressa em 3D e forças de reação (inércia) que são captadas de volta pelo sensor.

O que o gráfico mostra, portanto, não é erro de software, mas a capacidade do Filtro de Kalman de lidar com a dinâmica de corpo rígido do protótipo. Mesmo sob a influência dessa realimentação mecânica ruidosa, o algoritmo manteve a estabilidade do conjunto, permitindo que o controlador PID atuasse de forma precisa sem entrar em ressonância. Esta condição valida o VerStick como um produto funcional, provando que o algoritmo é robusto o suficiente para operar fora da simulação, em um ambiente físico sujeito a atrito, folgas mecânicas e vibrações de atuação.

5.3 Resultados da Avaliação da Interação com o Usuário

Nesta seção, analisam-se os dados obtidos durante os testes de usabilidade realizados no Laboratório de Usabilidade. Diferente do planejado inicialmente, a avaliação foi conduzida com um grupo de voluntários saudáveis (usuários controle), o que permitiu focar na verificação da aprendizagem, conforto físico e eficiência técnica do VerStick sem as variáveis clínicas da DP nesta fase de desenvolvimento.

5.3.1 Caracterização da Avaliação e Participantes

A amostra foi composta por 14 voluntários que realizaram a simulação dos cenários de uso cotidiano. A escolha por voluntários sem a patologia justifica-se pela necessidade de avaliar a robustez física dos encaixes modulares e a resposta dos algoritmos de estabilização em um ambiente controlado antes da exposição ao público-alvo final.

5.3.2 Protocolo de Testes no Laboratório

Os testes seguiram uma abordagem mista de observação direta e execução de tarefas.

- Ambiente: As sessões ocorreram individualmente, garantindo que o usuário pudesse explorar o VerStick sem interferências externas.
- Procedimento: Cada participante executou os quatro cenários (fixação no pulso, manuseio de talher, pente e escova de dentes) cinco vezes para identificar padrões de erro ou fadiga.
- Interação: Os avaliadores registraram o tempo de execução e a facilidade com que os usuários realizaram a troca dos acessórios modulares.
- Pós Avaliação: Ao final da sessão os participantes passaram por uma entrevista semiestruturada a fim da obtenção de dados qualitativos e quantitativas em relação ao Verstick.

5.3.3 Análise dos Cenários de Uso (MDS-UPDRS e Tarefas)

A avaliação quantitativa focou na mensuração da eficácia (conclusão das tarefas) e da eficiência (tempo e esforço). A Tabela 5 resume o desempenho médio dos voluntários durante a execução dos quatro cenários propostos no Laboratório de Usabilidade.

Tabela 3 – Resultados de desempenho dos usuários nos cenários de teste.

Cenário	Sucesso de Atividade	Tempo Médio de Execução	Estabilidade
Cenário 1: Segurar o dispositivo no pulso	100%	5,1 s	Alta (Fácil de segurar).
Cenário 2: Manuseio de Talher	72,9%	7,9 s	Satisfatória (Movimento fluido).
Cenário 3: Manuseio de Pente	84,3%	13,5 s	Elevada (Precisão no contato).
Cenário 4: Manuseio de Escova de Dente	61,4%	12,5 s	Baixa (Instabilidade no suporte).

Fonte: Elaborado pelo autor.

A tabela 3 detalha o desempenho nos quatro cenários. O cenário 1 apresentou maior eficiência temporal (5,1 s), condizente com sua taxa de sucesso de 100%. Entre as tarefas de manipulação, o Cenário 3 (Pente) destacou-se pela agilidade, com média de 7,9 s, sugerindo que o acoplamento deste utensílio é mecanicamente mais simples. Em contrapartida, o Cenário 2 (Talher) exigiu maior tempo médio (13,5 s), refletindo a complexidade cognitiva inicial relatada pelos participantes. O Cenário 4, apesar de ser uma tarefa simples, teve seu tempo elevado para 12,5 s devido aos reajustes frequentes causados pela instabilidade do suporte da escova, o que impactou diretamente a fluidez da execução.

Tabela 4 – Matriz de confusão estimada com base no desfecho das tarefas (N=280).

Situação Real	Alvo (Tremor)	Não Alvo (Voluntário)	Total
Alvo (Estabilizou)	153 (Sucessos C2+C3+C4)	27 (Instabilidade C4)	180
Não Alvo (Inativo)	30 (Erros C2+C3)	70 (Sucesso C1)	100
Total	183	97	280

Fonte: Elaborado pelo autor.

Como já descrito anteriormente, participantes foram solicitados a realizar tarefas distribuídas em quatro cenários (pulso, talher, pente e escova), e cada cenário foi contabilizado em 70 execuções, resultando em uma amostragem total de 280 repetições para a análise de desempenho. Na situação envolvendo o uso do VerStick, foram obtidos os seguintes resultados estatísticos:

- **Amostragem:** 1 objeto, 280 repetições
- **Sensibilidade:** $VP/(VP + FN) \rightarrow 153/(153 + 30) = 0,836 \rightarrow 83,6\%$
- **Especificidade:** $VN/(VN + FP) \rightarrow 70/(70 + 27) = 0,722 \rightarrow 72,2\%$
- **Precisão:** $VP/(VP + FP) \rightarrow 153/(153 + 27) = 0,850 \rightarrow 85,0\%$

A sensibilidade do dispositivo, representando sua capacidade de identificar corretamente eventos verdadeiros (tremores reais), foi de 83,6%. A especificidade, que mede a capacidade do sistema de evitar falsas detecções (movimentos voluntários interpretados erroneamente), atingiu 72,2%. Finalmente, a precisão, avaliando a proporção de acionamentos corretos entre todas as atuações do sistema, alcançou 85,0%. Essas métricas foram calculadas com base nos parâmetros da Tabela 4: verdadeiros positivos ($VP = 153$), falsos negativos ($FN = 30$), falsos positivos ($FP = 27$) e verdadeiros negativos ($VN = 70$).

Os resultados indicam que o sistema é altamente eficaz na detecção de tremores (83,6%), com uma alta confiabilidade de atuação (85,0%). A especificidade levemente inferior (72,2%) reflete a sensibilidade do sensor a ruídos mecânicos, conforme discutido nas limitações de hardware do Cenário 4.

Tabela 5 – Comparativo de desempenho: Trabalho Anterior vs. Versão Atual (VerStick).

Métrica	Trabalho Anterior (Silva et al., 2025)	Trabalho Atual (TCC)	Evolução
Amostragem	225 repetições	280 repetições	+ 24,4%
Sensibilidade	71,2%	83,6%	+ 12,4 p.p.
Especificidade	73,0%	72,2%	- 0,8 p.p.
Precisão	76,7%	85,0%	+ 8,3 p.p.

Fonte: Elaborado pelo autor com base em (Silva *et al.*, 2025) e dados obtidos.

Ao confrontar os resultados obtidos nesta pesquisa com o estudo de referência que fundamentou o desenvolvimento inicial do VerStick, observa-se um salto qualitativo significativo na eficácia do algoritmo de estabilização (Tabela 5).

A Sensibilidade apresentou um aumento expressivo de 12,4 pontos percentuais (de 71,2% para 83,6%), indicando que a migração para o sensor interno LSM9DS1, aliada à otimização das bibliotecas de controle, tornou o sistema muito mais capaz de detectar tremores reais que passavam despercebidos na versão anterior baseada no MPU6050 externo. Da mesma forma, a Precisão subiu de 76,7% para 85,0%, o que significa que o atual protótipo comete menos erros de atuação, transmitindo maior confiança ao usuário.

Nota-se, contudo, uma leve oscilação negativa na Especificidade (-0,8 p.p.), que se manteve tecnicamente estável (de 73,0% para 72,2%). Esta métrica foi impactada pelas limitações de manufatura identificadas no "Cenário 4" (higiene bucal), onde a folga mecânica no suporte da escova gerou ruídos físicos interpretados como falsos positivos. Isso sugere que, embora a lógica de software (algoritmo) tenha evoluído satisfatoriamente, a precisão da modelagem física (hardware) tornou-se o novo gargalo a ser superado nas próximas iterações para acompanhar a evolução do controle digital.

Figura 24 – Avaliação dos quatro cenários no laboratório de usabilidade.

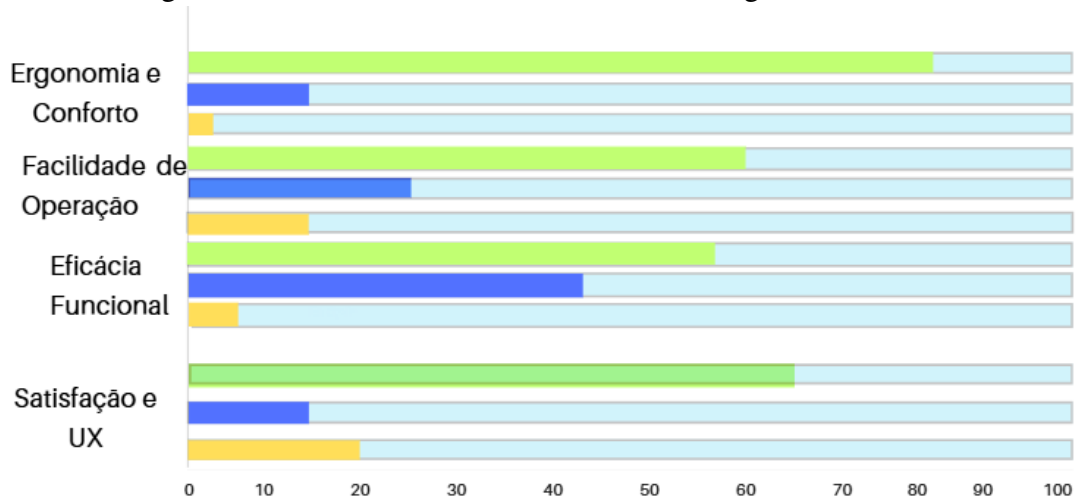


Fonte: Elaborado pelo autor.

5.3.4 Avaliação Qualitativa e Experiência do Usuário (UX)

Após a fase prática, as entrevistas individuais coletadas via formulário permitiram avaliar o pilar da satisfação. A análise qualitativa foi estruturada em categorias de percepção, conforme apresentado no Gráfico a seguir.

Figura 25 – Verde - Normal; Azul - Discreto; Ligeiro - Amarelo.



Fonte: Elaborado pelo autor.

A Figura 25 sintetiza a percepção subjetiva dos 14 voluntários que participaram dos

testes, baseada nas respostas do questionário pós-avaliação. Para manter a coerência com a fundamentação teórica, as categorias de resposta utilizam a nomenclatura da escala MDS-UPDRS (Normal, Discreto, Ligeiro, Moderado, Grave), adaptada neste contexto para mensurar o nível de dificuldade ou desconforto percebido durante a interação. Assim, a classificação "Normal" indica uma experiência fluida e sem obstáculos, enquanto "Grave" indicaria uma impossibilidade de uso.

A análise da dimensão Ergonomia e Conforto revela que o dispositivo obteve a maior taxa de aceitação (predominância da classificação "Normal"). Os participantes relataram que o VerStick possui uma empunhadura anatômica, sendo fácil de segurar e firme no pulso. No entanto, as avaliações classificadas como "Discreto" (barra azul) e "Ligeiro" (barra amarela) nesta categoria refletem sugestões de melhoria quanto às dimensões físicas: Participantes apontaram que o protótipo poderia ser mais leve e compacto para um uso prolongado mais confortável.

Em contrapartida, observa-se uma variação maior nas dimensões de Facilidade de Operação e Eficácia Funcional. Embora a maioria tenha conseguido operar o sistema, a presença de avaliações "Discretas" e "Ligeiras" correlaciona-se diretamente com uma falha mecânica identificada no Cenário 4. O suporte adaptador para a escova de dentes apresentou folga nos encaixes (frouxidão), o que gerou instabilidade durante a tarefa de escovação. Essa limitação física dificultou a execução da atividade para alguns usuários, impactando a percepção de eficiência do conjunto, apesar de o algoritmo de estabilização ter funcionado corretamente.

Mesmo diante dessa limitação pontual de prototipagem, a barra de Satisfação e UX demonstra que a experiência geral foi positiva, validando o conceito do dispositivo como uma ferramenta assistiva promissora e versátil.

5.3.5 Avaliação Qualitativa e Discussão da Experiência do Usuário (UX)

A análise qualitativa buscou ir além do questionário, investigando a percepção subjetiva dos 14 participantes quanto à interação com o VerStick. Assim como observado em estudos similares (Silva *et al.*, 2025), notou-se que a confiança no protótipo aumentou gradativamente conforme os voluntários se familiarizavam com o mecanismo de encaixe.

Para estruturar a discussão, os feedbacks foram categorizados em três temas emergentes: (i) Usabilidade e Facilidade de Operação, (ii) Ergonomia e Conforto, e (iii) Eficácia e Versatilidade.

5.3.5.1 Usabilidade e Facilidade de Operação

Apesar da alta taxa de sucesso no Cenário 1 (fixação no pulso), as maiores dificuldades cognitivas e motoras foram reportadas nos cenários que exigiam a troca de utensílios, corroborando os dados quantitativos da Tabela 5.

No Cenário 4 (Escova de Dentes), a falha mecânica do suporte adaptador gerou frustração. Diferente do Pente (Cenário 3), que foi considerado intuitivo, a escova exigiu ajustes constantes. Relatos dos participantes reforçam a necessidade de um sistema de travamento mais robusto:

(P1): “[O suporte da escova estava frouxo, o que comprometia o resultado esperado]”.

(P2): “[A escova é o mais difícil de utilizar, tem que pensar em uma outra forma de acoplá-la ao dispositivo]”.

(P5): “[Achei o dispositivo bem intuitivo, somente a troca de utensílios que é difícil]”.

Essa instabilidade impactou diretamente a percepção de eficácia. Assim como relatado na literatura (Silva *et al.*, 2025), onde usuários sugeriram conectores magnéticos ou de pressão para simplificar o uso. Outro comentário interessante foi a percepção da forma como a escova compensava.

(P2): “[A escova poderia compensar de outra forma para não confundir o tremor com o movimento de escovação]”.

5.3.5.2 Ergonomia e Estrutura Física

No quesito conforto, houve um consenso positivo sobre o formato cilíndrico inspirado em escovas de cabelo, validando a escolha do design em ABS (Silva, 2023). A empunhadura foi classificada majoritariamente como “Normal” (confortável) na escala adaptada.

Entretanto, críticas construtivas surgiram quanto às dimensões totais do dispositivo quando acoplado aos utensílios. Alguns participantes (proxy) notaram que, para um uso prolongado, o peso poderia gerar fadiga, uma preocupação crítica para pacientes reais com Parkinson que já sofrem com rigidez muscular:

(P4): “[A pegada é boa, mas cansa com o tempo e o Verstick é muito grande]”.

(P3): “[Tem como imprimir uma versão menor do dispositivo?]”.

Este feedback alinha-se aos achados de (Silva *et al.*, 2025), onde usuários sugeriram a redução do peso e a centralização do centro de gravidade do dispositivo para evitar o efeito de alavanca no punho.

5.3.5.3 *Versatilidade: O Diferencial do VerStick*

O ponto de maior destaque na discussão, e que diferencia este trabalho de soluções focadas apenas em alimentação como os trabalhos de (Sarkar; Zheng, 2019), a colher de (Talaie; Kargar, 2023), ou a colher de (Shreeshayana *et al.*, 2024), foi a validação da modularidade.

A capacidade de realizar múltiplas AVDs (Atividades de Vida Diária) com um único dispositivo foi percebida como um fator de mitigação de custo e estigma. Um dos relatos capturados sintetiza o valor desta proposta:

(P2): “[A versatilidade do projeto é a parte mais bacana]”.

(P1): “[O projeto pode não estar na sua versão final, mas a versatilidade dele vai longe]”.

(P5): “[Que tal adicionar um módulo com uma caneta? Meu tio tem parkinson e sua maior dificuldade é escrever]”.

Essa percepção confirma que, para o usuário final, a utilidade da Tecnologia Assistiva não reside apenas na estabilização do tremor (o algoritmo), mas na sua capacidade de integração fluida em diferentes contextos do dia a dia, seja na mesa de jantar ou no banheiro.

5.3.5.4 *Síntese da Discussão*

Cruzando os dados observacionais (Tabela 5) com os relatos qualitativos, conclui-se que o VerStick atende ao requisito de versatilidade, mas requer refinamentos de manufatura (hardware). A "folga" no Cenário 4 não foi apenas um erro técnico, mas um ponto de ruptura na experiência do usuário (UX) que deve ser priorizado em trabalhos futuros, assim como a otimização do peso para garantir a aceitação a longo prazo.

5.4 Lições Aprendidas

O processo de desenvolvimento e avaliação do VerStick proporcionou aprendizados técnicos e de design fundamentais. As principais lições extraídas deste estudo foram:

- **Lição 1:** A transição do sensor externo MPU6050 para o sensor interno LSM9DS1 (da placa Arduino Nano 33 BLE) provou ser uma evolução crítica. Essa mudança eliminou fiações extras, o que reduziu drasticamente a complexidade do sistema e aumentou sua confiabilidade mecânica e elétrica.
- **Lição 2:** A escolha e otimização das bibliotecas de software foram cruciais. Foi aprendido que, para garantir o processamento em tempo real de algoritmos complexos como o Filtro de Kalman, é necessário priorizar códigos com latência mínima, essenciais para a compensação de tremores.
- **Lição 3:** No campo do design de interação, identificou-se que a modularidade é o maior diferencial do dispositivo. A capacidade de alternar rapidamente entre utensílios (talheres, pentes, escovas) transforma o protótipo em uma ferramenta prática, sendo este aspecto mais valorizado pelos usuários do que a estabilização técnica isolada.
- **Lição 4:** O feedback dos participantes reforçou que a utilidade real de uma tecnologia assistiva não está apenas na sua função, mas na sua capacidade de integrar-se de forma discreta e multifuncional à rotina do usuário, evitando o estigma e promovendo a aceitação.

5.5 Limitações do Trabalho

Uma limitação metodológica deste estudo refere-se à realização dos testes de usabilidade com voluntários saudáveis (usuários controle), em detrimento de pacientes diagnosticados com a Doença de Parkinson. Embora a simulação de tremores e o feedback ergonômico coletado sejam válidos para a validação da interface física e do conceito de modularidade, a ausência da patologia real impede a aferição da eficácia dos algoritmos de controle frente à imprevisibilidade e amplitude variável dos tremores patológicos em cenários biológicos reais.

No âmbito técnico, identificou-se uma limitação relacionada à manufatura do protótipo, especificamente na precisão dimensional dos acoplamentos modulares. Observou-se uma instabilidade mecânica (folga) na conexão entre o cabo estabilizador e os utensílios, com destaque para o suporte da escova de dentes. Essa instabilidade gerou vibrações residuais que não decorreram de falhas no algoritmo de controle, mas sim das tolerâncias de impressão 3D,

impactando pontualmente a percepção de eficácia durante os testes funcionais. Outro ponto, o atual dispositivo depende de alimentação externa via cabo USB, o que restringe a liberdade de movimentação do usuário. Essa dependência física limita a portabilidade do protótipo, caracterizando-o, nesta fase, como uma solução vinculada a fontes de energia portátil (bateria).

6 CONCLUSÃO

A Doença de Parkinson impõe desafios significativos à qualidade de vida, caracterizada por sintomas motores como tremores de repouso e rigidez que transformam atividades cotidianas simples, como a alimentação e a higiene pessoal, em tarefas complexas e frustrantes, frequentemente levando à perda de autonomia e ao isolamento social (Jankovic, 2008). Nesse cenário, as tecnologias assistivas desempenham um papel crucial na recuperação da independência funcional, mas a oferta atual de soluções ainda apresenta lacunas quanto à versatilidade de uso.

Enquanto estudos anteriores, como os de (Sarkar; Zheng, 2019), (Shreeshayana *et al.*, 2024) e (Talaei; Kargar, 2023), concentraram-se no desenvolvimento de dispositivos dedicados exclusivamente à mitigação de tremores durante a alimentação, esta pesquisa avaliou uma abordagem distinta baseada na modularidade. Diferentemente de soluções de função única ou daquelas que apresentaram eficácia limitada em testes funcionais, como a colher giroscópica analisada por (Ryden *et al.*, 2020), o VerStick verificou-se como uma plataforma versátil capaz de auxiliar em múltiplas Atividades de Vida Diária (AVDs). Ao expandir o escopo da assistência para incluir a higiene pessoal (escovar os dentes) e o autocuidado (pentear os cabelos), além da alimentação, os resultados obtidos confirmam que a proposta de um design modular atende a uma lacuna de independência funcional não coberta pelas tecnologias assistivas restritas a tarefas isoladas.

A principal contribuição científica deste trabalho situa-se na sua natureza interdisciplinar, ao integrar conceitos de Sistemas Embarcados, Interação Humano-Computador (IHC) e Tecnologia Assistiva para preencher lacunas no desenvolvimento de hardware acessível. Como contribuição tecnológica, o projeto entregou uma arquitetura otimizada capaz de processar sinais em tempo real com baixo custo. Nesse sentido, a avaliação de desempenho técnico foi realizada com êxito em ambiente controlado, onde a análise das seis condições de filtragem demonstrou que a (Condição V) do Filtro de Kalman sem PID proporcionou a estabilidade necessária para compensar tremores com baixa latência, lidando adequadamente com a dinâmica do corpo rígido.

Sob a visão da contribuição social, a pesquisa buscou promover a independência nas Atividades de Vida Diária (AVDs) e reduzir o estigma associado ao uso de dispositivos médicos visíveis, oferecendo uma solução modular e discreta. Para validar esse impacto, a avaliação de usabilidade conduzida com 14 voluntários saudáveis (simulando tremores) verificou a interação física com o protótipo, mas revelou que o sucesso do software é intrinsecamente dependente da precisão do hardware. Embora a modularidade tenha sido bem recebida, a instabilidade mecânica

identificada nos encaixes, especificamente no suporte da escova de dentes, impactou a fluidez da tarefa, evidenciando que a robustez da manufatura é tão crucial quanto a lógica de controle para a experiência final do usuário.

Em suma, a análise consolidada dos dados quantitativos e qualitativos permite concluir que o VerStick se provou uma plataforma viável. O dispositivo não apenas cumpre sua função técnica de estabilização, como evidenciado pelo aumento da sensibilidade de 73% para 83,6% e da precisão de 76% para 85% em relação a versão anterior mostrado na tabela 5, mas também se destaca pela versatilidade de adaptação a múltiplas tarefas diárias. Esses resultados confirmam a hipótese de que um design modular e centrado no usuário é fundamental para a aceitação e eficácia de tecnologias assistivas.

A partir dos resultados obtidos e das limitações identificadas, as próximas iterações do VerStick terão foco na portabilidade e no refinamento do acabamento físico visando a independência funcional. Nesse sentido, planeja-se a otimização da estrutura física e ergonomia através de uma nova impressão 3D em parceria com a aceleradora de hardware CriarCE, buscando não apenas aprimorar a estética e a durabilidade para transformar o protótipo em um produto comercializável, mas também reduzir seu peso e dimensões para mitigar o estigma social. Simultaneamente, propõe-se a implementação de autonomia energética mediante a integração de uma bateria de polímero de lítio (LiPo) e um circuito de gerenciamento de carga, eliminando a dependência de fontes externas e garantindo a mobilidade necessária para a realização de Atividades de Vida Diária (AVDs) sem a restrição de cabos.

REFERÊNCIAS

- ABBASI, M.; AFSHARFARD, A.; ARASTEH, R.; SAFAIE, J. Design of a noninvasive and smart hand tremor attenuation system with active control: A simulation study. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 56, p. 1315–1324, 2018.
- ACHARYA, S.; PAUDEL, S. Literature review on assistive technologies for people with parkinson’s disease. **arXiv preprint arXiv:2505.18862**, 2025. Disponível em: <https://arxiv.org/abs/2505.18862>. Acesso em: 12 jan. 2026.
- ADAFRUIT INDUSTRIES. **Adafruit LSM9DS1 Accelerometer + Gyro + Magnetometer 9-DOF Breakout**. 2026. Disponível em: <https://learn.adafruit.com/adafruit-lsm9ds1-accelerometer-plus-gyro-plus-magnetometer-9-dof-breakout/overview>. Acesso em: 18 jan. 2026.
- AL-DAYYENI, W. S.; MAHMOOD, H. S. Pid control perspective: Techniques and uses. **Edison Journal for electrical and electronics engineering**, p. 1–8, 2025.
- ALMAHADIN, G. M. M. **A machine learning approach to objective measurement of tremor severity in Parkinson’s disease**: clinical and user perspectives on wearable devices. [S. l.]: Nottingham Trent University (United Kingdom), 2021.
- ALTHAM, C.; ZHANG, H.; PEREIRA, E. Machine learning for the detection and diagnosis of cognitive impairment in parkinson’s disease: A systematic review. **Plos One**, v. 19, n. 5, p. e0303644, 2024.
- AMICK, M. M.; MILLER, I. N.; NEARGARDER, S.; CRONIN-GOLOMB, A. Web-based assessment of visual and visuospatial symptoms in parkinson’s disease. **Parkinson’s Disease**, v. 2012, n. 1, p. 564812, 2012.
- BARBOSA, S. D. J.; SILVA, B. S. d.; SILVEIRA, M. S.; GASPARINI, I.; DARIN, T.; BARBOSA, G. D. J. **Interação Humano-Computador e Experiência do Usuário**. [S.l.]: Autopublicação, 2024. 500 p. Disponível em: <http://leanpub.com/ihc-ux>. Acesso em: 20 jun. 2025.
- BARROS, E.; CAVALCANTE, S. Introdução aos sistemas embarcados. **Artigo apresentado na Universidade Federal de Pernambuco-UFPE**, p. 36, 2010.
- BAYKAL, G. E.; ALACA, I. V.; YANTAÇ, A. E.; GÖKSUN, T. A review on complementary natures of tangible user interfaces (tuis) and early spatial learning. **International Journal of Child-Computer Interaction**, v. 16, p. 104–113, 2018.
- BERRIOS, G. E. Introdução à “paralisia agitante”, de james parkinson (1817). **Revista Latinoamericana de Psicopatologia Fundamental**, v. 19, p. 114–121, 2016.
- BERSCH, R. **Introdução à tecnologia assistiva**. Porto Alegre: CEDI, 2008. v. 21. 1–20 p.
- BERSCH, R.; TONOLLI, J. C. Introdução ao conceito de tecnologia assistiva e modelos de abordagem da deficiência. **Bengala Legal**, v. 25, 2006.
- BEVAN, N. Usability. In: LIU, L.; ÖZSU, M. T. (Ed.). **Encyclopedia of Database Systems**. Boston: Springer, 2009. p. 3247–3251.

- BHOWMICK, P.; BERGQVIST, E. S. Exploring tangible user interface design for social connection among older adults: a preliminary review. In: CHI CONFERENCE ON HUMAN FACTORS IN COMPUTING SYSTEMS, 2023. **Extended Abstracts [...]**. [S. l.], 2023. p. 1–9.
- BOLESNIKOV, A.; KANG, J.; GIROUARD, A. Understanding tabletop games accessibility: Exploring board and card gaming experiences of people who are blind and low vision. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON TANGIBLE, EMBEDDED, AND EMBODIED INTERACTION, 60. **Proceedings [...]**. [S. l.], 2022. p. 1–17.
- CARTER, E. The role of embedded systems in next-generation wearable health monitors. **American Journal of Embedded Systems and VLSI Design**, v. 3, n. 6, p. 10–13, 2022.
- CASA DA ROBÓTICA. **Micro Servo Motor Tower Pro MG90S Metal Gear com Acessórios**. 2026. Disponível em: <https://www.casadarobotica.com/robotica/atuadores/servos/micro-servo-motor-tower-pro-mg90s-metal-gear-com-acessorios>. Acesso em: 18 jan. 2026.
- CHANNA, A.; POPESCU, N.; CIOBANU, V. Wearable solutions for patients with parkinson’s disease and neurocognitive disorder: A systematic review. **Sensors**, v. 20, n. 9, p. 2713, 2020.
- CHASE, O.; ALMEIDA, F. **Sistemas embarcados**. 2007. 13 p.
- CHEN, L.-H.; PENG, C.-C. Extended backstepping sliding controller design for chattering attenuation and its application for servo motor control. **Applied sciences**, v. 7, n. 3, p. 220, 2017.
- CHIARAMONTE, R.; BONFIGLIO, M. Acoustic analysis of voice in parkinson’s disease: A systematic review of voice disability and meta-analysis of studies. **Rev Neurol**, v. 70, n. 11, p. 393–405, 2020.
- CONRAD, J. M. Introducing students to the concept of embedded systems. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON ENGINEERING EDUCATION (ICEE), 2004, Gainesville. **Proceedings [...]**. Gainesville: University of Florida, 2004. p. 5.
- CUNNINGHAM, L.; NUGENT, C.; FINLAY, D. D.; MOORE, G.; CRAIG, D. A review of assistive technologies for people with parkinson’s disease. **Technology and Health Care**, v. 17, n. 3, p. 269–279, 2009.
- DEBELLE, H.; PACKER, E.; BEALES, E.; BAILEY, H. G.; ARDLE, R. M.; BROWN, P.; HUNTER, H.; CIRAVEGNA, F.; IRESON, N.; EVERS, J. *et al.* Feasibility and usability of a digital health technology system to monitor mobility and assess medication adherence in mild-to-moderate parkinson’s disease. **Frontiers in Neurology**, v. 14, p. 1111260, 2023.
- DENARDIN, G. W.; BARRIQUELLO, C. H. **Sistemas operacionais de tempo real e sua aplicação em sistemas embarcados**. [S. l.]: Editora Blucher, 2019.
- DIAO, Z.; QUAN, H.; LAN, L.; HAN, Y. Analysis and compensation of mems gyroscope drift. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON SENSING TECHNOLOGY (ICST), 2013, Wellington. **Proceedings [...]**. Piscataway: IEEE, 2013. p. 592–596.
- DUCASSE, J. **Tabletop tangible maps and diagrams for visually impaired users**. 327 p. Tese (Doutorado em Informática) – Université Paul Sabatier-Toulouse III, Toulouse, 2017.
- FARZANEHFAR, P.; HORNE, M. Evaluation of the parkinson’s kinetigraph in monitoring and managing parkinson’s disease. **Expert Review of Medical Devices**, v. 14, n. 8, p. 583–591, 2017.

GAIERA, F.; O'SHEA, E.; O'KEEFFE, G.; TIMMONS, S. Exploring stigma in people with parkinson's disease. a qualitative approach. **Age and Ageing**, Oxford, v. 53, n. Supplement_4, p. afae178.172, set. 2024. Disponível em: <https://doi.org/10.1093/ageing/afae178.172>. Acesso em: 25 dez. 2025.

GALVÃO FILHO, T. A. A tecnologia assistiva: de que se trata. **Conexões: educação, comunicação, inclusão e interculturalidade**, v. 1, p. 207–235, 2009.

GOETZ, C. G.; TILLEY, B. C.; SHAFTMAN, S. R.; STEBBINS, G. T.; FAHN, S.; MARTINEZ-MARTIN, P.; POEWE, W.; SAMPAIO, C.; STERN, M. B.; DODEL, R. *et al.* Movement disorder society-sponsored revision of the unified parkinson's disease rating scale (mds-updrs): scale presentation and clinimetric testing results. **Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society**, v. 23, n. 15, p. 2129–2170, 2008.

GOMAA, H. A software design method for real-time systems. **Communications of the ACM**, v. 27, n. 9, p. 938–949, 1984.

INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS (IEEE). **Embedded Systems: Ieee technology navigator**. 2024. Disponível em: <https://technav.ieee.org/>. Acesso em: 10 jan. 2026.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO). **ISO/IEC 9126-1: Software engineering: product quality: part 1: quality model**. Geneva, 2001. 26 p.

JABEEN, F.; TAO, L.; GUO, Y.; ZHANG, S.; MEI, S. Improving mobile device interaction for parkinson's disease patients via pd-helper. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON SOFTWARE ENGINEERING AND KNOWLEDGE ENGINEERING (SEKE), 31., 2019, Lisbon. **Proceedings [...]**. Pittsburgh: KSI Research Inc., 2019. p. 529–534.

JANKOVIC, J. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. **Journal of neurology, neurosurgery & psychiatry**, v. 79, n. 4, p. 368–376, 2008.

JANSSEN, S.; HEIJS, J.; MEIJS, W. V. D.; NONNEKES, J.; BITTNER, M.; DORRESTEIJN, L.; BLOEM, B.; WEZEL, R. V.; HEIDA, T. Validation of the auditory stroop task to increase cognitive load in walking tasks in healthy elderly and persons with parkinson's disease. **Plos One**, v. 14, n. 8, p. e0220735, 2019. Disponível em: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0220735>. Acesso em: 15 jan. 2026.

JOHNSON, M. A.; MORADI, M. H. **PID control: new identification and design methods**. London: Springer, 2005. 544 p.

KALIA, L. V.; LANG, A. E. Parkinson's disease. **The Lancet**, v. 386, n. 9996, p. 896–912, 2015.

KIM, J.; PORCIUNCULA, F.; YANG, H. D.; WENDEL, N.; BAKER, T.; CHIN, A.; ELLIS, T. D.; WALSH, C. J. Soft robotic apparel to avert freezing of gait in parkinson's disease. **Nature Medicine**, v. 30, n. 1, p. 177–185, 2024.

KNOSPE, C. Pid control. **IEEE Control Systems Magazine**, v. 26, n. 1, p. 30–31, 2006.

KOWALSKA-TACZANOWSKA, R.; FRIEDMAN, A.; KOZIOROWSKI, D. Parkinson's disease or atypical parkinsonism?: The importance of acoustic voice analysis in differential diagnosis of speech disorders. **Brain and behavior**, v. 10, n. 8, p. e01700, 2020.

LOPES, F. G. **Perfil epidemiológico, clínico e funcional de indivíduos com Doença de Parkinson atendidos em um centro de reabilitação brasileiro**: estudo multicêntrico. 154 p. Tese (Doutorado em Neurociências) – Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, 2024.

LOZANO, R. *et al.* Measuring universal health coverage based on an index of effective coverage of health services in 204 countries and territories, 1990–2019: A systematic analysis for the global burden of disease study 2019. **The Lancet**, v. 396, n. 10258, p. 1250–1284, 2020.

LUO, Y.; QIAO, L.; LI, M.; WEN, X.; ZHANG, W.; LI, X. Global, regional, national epidemiology and trends of parkinson’s disease from 1990 to 2021: findings from the global burden of disease study 2021. **Frontiers in aging neuroscience**, v. 16, p. 1498756, 2025.

MAFFONI, M.; GIARDINI, A.; PIEROBON, A.; FERRAZZOLI, D.; FRAZZITTA, G. Stigma experienced by parkinson’s disease patients: a descriptive review of qualitative studies. **Parkinson’s disease**, v. 2017, n. 1, p. 7203259, 2017.

MARSDEN, C. D. Parkinson’s disease. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, v. 57, n. 6, p. 672–681, 1994.

MARWEDEL, P. **Embedded system design**: embedded systems foundations of cyber-physical systems, and the internet of things. [S. l.]: Springer Nature, 2021.

MILANI, A. S.; CECIL-XAVIER, A.; GUPTA, A.; CECIL, J.; KENNISON, S. A systematic review of human–computer interaction (hci) research in medical and other engineering fields. **International Journal of Human–Computer Interaction**, v. 40, n. 3, p. 515–536, 2024.

NARENDRA, N.; SCHULLER, B.; ALKU, P. The detection of parkinson’s disease from speech using voice source information. **IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech, and Language Processing**, v. 29, p. 1925–1936, 2021.

NIELSEN, J. **Usability Engineering**. San Francisco: Morgan Kaufmann, 1994. 362 p.

NURAIN, N.; CHUNG, C.-F. “i left my legacy, told my story”: Understanding older adults’ tracking practices to promote active aging. In: ACM DESIGNING INTERACTIVE SYSTEMS CONFERENCE (DIS), 2023, Pittsburgh. **Proceedings [...]**. New York: Association for Computing Machinery, 2023. p. 459–475.

OKUMA, Y. Freezing of gait in parkinson’s disease. **Journal of neurology**, v. 253, n. Suppl 7, p. vii27–vii32, 2006.

PEREIRA, T.; RIBEIRO, Q. A.; JÚNIOR, M. d. M. A.; MAGRO, S.; ALENCAR, F. M.; CASTRO, J. Requirements engineering for embedded systems: A systematic literature review. **WER**, 2021.

PETER, R. S.; RAJESHWARI, R. R.; LAVANYA, R. Embedded systems. **International Journal of Engineering Research & Technology (IJERT)**, v. 2, n. 01, p. 1–5, 2014.

POEWE, W.; SEPPI, K.; TANNER, C. M.; HALLIDAY, G. M.; BRUNDIN, P.; VOLKMANN, J.; SCHRAG, A.-E.; LANG, A. E. Parkinson disease. **Nature reviews Disease primers**, v. 3, n. 1, p. 1–21, 2017.

- RADHITYA, R.; NASTITI, A. D.; WULANDARI, M.; AGUSTININGTYAS, S.; HERMAWAN, W.; AHMAD, I. Usability analysis of digital signature application based on iso 9241-11 using retrospective think aloud and user experience questionnaire. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON INFORMATION TECHNOLOGY SYSTEMS AND INNOVATION (ICITSI), 2024, Bandung. **Proceedings [...]**. Piscataway: IEEE, 2024. p. 412–418.
- RÄTY, V.; KUUSIMÄKI, T.; MAJURI, J.; VAHLBERG, T.; GARDBERG, M.; NOPONEN, T.; SEPPÄNEN, M.; TOLPPANEN, A.-M.; KAASINEN, V. Stability and accuracy of a diagnosis of parkinson disease over 10 years. **Neurology**, v. 104, n. 9, p. e213499, 2025.
- REIS, A. V. d.; GONÇALVES, B. d. S. Interfaces tangíveis: Conceituação e avaliação. **Estudos em Design**, v. 24, n. 2, p. 92–111, 2016.
- RIBEIRO, A. d. S.; BRACCIALLI, A. C. Usabilidade de tecnologias assistivas com interfaces digitais e os efeitos de ofuscamentos reflexivos. In: V SEMINÁRIO DO GRUPO DE PESQUISA DEFICIÊNCIAS FÍSICAS E SENSORIAIS, 2019, Marília. **Anais [...]**. Marília: Faculdade de Filosofia e Ciências, UNESP, 2019. p. 1–10.
- RICARDINO, M. R. **Delineamento de um aplicativo móvel como alternativa para adesão a terapia medicamentosa de pessoas que vivem com a doença de Parkinson**. 2023. 45 f. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) – Universidade Federal do Amapá (UNIFAP), Macapá, 2023.
- RODIĆ, L. D.; GRANIĆ, A. Tangible interfaces in early years' education: A systematic review. **Personal and Ubiquitous Computing**, v. 26, n. 1, p. 39–77, 2022.
- ROSENTHAL, L.; SWEENEY, D.; CUNNINGTON, A.-L.; QUINLAN, L. R.; OLAIGHIN, G. Sensory electrical stimulation cueing may reduce freezing of gait episodes in parkinson's disease. **Journal of healthcare engineering**, v. 2018, n. 1, p. 4684925, 2018.
- RYDEN, L. E.; MATAR, E.; SZETO, J. Y. Y.; HAMMOND, D. A.; CLOUSTON, P.; LEWIS, S. J. G. Shaken not stirred: A pilot study testing a gyroscopic spoon stabilization device in parkinson's disease and tremor. **Annals of Indian Academy of Neurology**, v. 23, n. 3, p. 409–411, 2020.
- SAEZ, Y.; UREÑA, C.; VALENZUELA, J.; GARCÍA, A.; COLLADO, E. A wearable internet of things-based device for the quantitative assessment of hand tremors in parkinson's disease: The elena project. **Sensors**, v. 25, n. 9, p. 2763, 2025.
- SAFITRI, E. D.; RANAKUSUMA, R. W.; SIAGIAN, N. K. P.; MARSIGIT, J.; SALDI, S. R. F.; WIDYANINGSIH, W.; ISTANTI, R.; AZWAR, M. K.; SIREGAR, R. A.; HARIMURTI, K. *et al.* The effectiveness of comprehensive geriatric assessment intervention for older people in outpatient setting: A systematic review/meta-analysis. **BMC geriatrics**, v. 25, n. 1, p. 418, 2025.
- SAKURADA, T.; KNOBLICH, G.; SEBANZ, N.; MURAMATSU, S.-i.; HIRAI, M. Probing links between action perception and action production in parkinson's disease using fitts' law. **Neuropsychologia**, v. 111, p. 201–208, 2018.
- SAMII, A.; NUTT, J. G.; RANSOM, B. R. Parkinson's disease. **The Lancet**, v. 363, n. 9423, p. 1783–1793, 2004.

SANTOS, A. V. d. F.; SILVEIRA, Z. d. C. At-d8sign: Methodology to support development of assistive devices focused on user-centered design and 3d technologies. **Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering**, v. 42, n. 5, p. 260, 2020.

SARKAR, N.; ZHENG, Z. K. Design and validation of a tremor stabilizing handle for patients with parkinson disease and essential tremor. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON HUMAN-COMPUTER INTERACTION (HCI), 2019, Orlando. **Proceedings [...]**. Cham: Springer, 2019. p. 274–283.

SCHAFHAUZER, L. M. B.; SILVA, C. M. da. Avaliação de usabilidade de tecnologia assistiva por servidores com deficiência visual do tribunal de justiça de pernambuco. **Diversitas Journal**, v. 8, n. 3, p. 3065–3074, 2023.

SEICHEPINE, D. R. **Vision, perception, visuospatial cognition and everyday function in subtypes of Parkinson's disease**. 2012. 182 f. Tese (Doutorado) – Boston University, Boston, 2012.

SEVCENKO, K.; LINDGREN, I. The effects of virtual reality training in stroke and parkinson's disease rehabilitation: A systematic review and a perspective on usability. **European Review of Aging and Physical Activity**, v. 19, n. 1, p. 4, 2022.

SHARP, H.; PREECE, J.; ROGERS, Y. **Interaction Design: Beyond human-computer interaction**, (5th editio.). [S. l.]: Wiley, 2019.

SHINE, J. M.; MATAR, E.; WARD, P. B.; BOLITHO, S. J.; PEARSON, M.; NAISMITH, S. L.; LEWIS, S. J. Differential neural activation patterns in patients with parkinson's disease and freezing of gait in response to concurrent cognitive and motor load. **Plos one**, v. 8, n. 1, p. e52602, 2013.

SHREESHAYANA, R.; GUDUR, M. V.; EZHILARASAN, G. Ergonomic tremor control spoon for parkinson disorder. In: 15TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTING COMMUNICATION AND NETWORKING TECHNOLOGIES (ICCCNT), 2024, Mandi. **Proceedings [...]**. Piscataway: IEEE, 2024. p. 1–10.

SILVA, F. J. M.; SILVA, E. C.; LOPES, K. C. S.; BRITO, W. M.; BEZERRA, C. Controle proporcional integral e derivativo (pid) aplicado em microcontroladores. **Revista ESFERA ACADÊMICA TECNOLOGIA**, v. 8, n. 2, p. Artigo 4, 2024.

SILVA, M. M.; BRANCO, A.; BARBOSA, S. D. J. Verstick: Device to help people with parkinson's disease to perform tasks with their hand. In: IFIP CONFERENCE ON HUMAN-COMPUTER INTERACTION (INTERACT), 2025, Rio de Janeiro. **Proceedings [...]**. Cham: Springer, 2025. p. 356–378.

SILVA, M. M. d. **VerStick**: dispositivo para auxiliar pessoas com parkinson a realizarem atividades com a mão. 136 p. Dissertação (Mestrado em Informática) – Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio), Rio de Janeiro, 2023.

STANKOVIC, J. A. Real-time and embedded systems. **ACM Computing Surveys (CSUR)**, v. 28, n. 1, p. 205–208, 1996.

STARKSTEIN, S. E.; BROCKMAN, S. Management of depression in parkinson's disease: A systematic review. **Movement Disorders Clinical Practice**, v. 4, n. 4, p. 470–477, 2017.

- STEIDL, E. M. d. S.; ZIEGLER, J. R.; FERREIRA, F. V. Doença de parkinson: Revisão bibliográfica. **Disciplinarum Scientia.**, Santa Maria, v. 8, n. 1, p. 115–129, 2007. Série: Ciências da Saúde. Disponível em: <https://periodicos.ufn.edu.br/index.php/disciplinarumS/article/view/921>. Acesso em: 9 jan. 2026.
- STUCKENSCHNEIDER, T.; ASKEW, C. D.; MENESES, A. L.; BAAKE, R.; WEBER, J.; SCHNEIDER, S. The effect of different exercise modes on domain-specific cognitive function in patients suffering from parkinson's disease: A systematic review of randomized controlled trials. **Journal of Parkinson's Disease**, v. 9, n. 1, p. 73–95, 2019.
- SZTIPANOVITS, J.; BISWAS, G.; FRAMPTON, K.; GOKHALE, A.; HOWARD, L.; KARSAI, G.; KOO, T. J.; KOUTSOUKOS, X.; SCHMIDT, D. C. Introducing embedded software and systems education and advanced learning technology in an engineering curriculum. **ACM Transactions on Embedded Computing Systems (TECS)**, v. 4, n. 3, p. 549–568, 2005.
- TALAEI, F.; KARGAR, S. M. Design and fabrication of a device for reducing hand tremor in parkinson patients during eating. **Journal of Medical Signals & Sensors**, v. 13, n. 1, p. 21–28, 2023.
- TAYLOR, M. S. Computer programming with pre-k through first-grade students with intellectual disabilities. **The journal of special education**, v. 52, n. 2, p. 78–88, 2018.
- TIAN, F.; FAN, X.; FAN, J.; ZHU, Y.; GAO, J.; WANG, D.; BI, X.; WANG, H. What can gestures tell? detecting motor impairment in early parkinson's from common touch gestural interactions. In: CONFERENCE ON HUMAN FACTORS IN COMPUTING SYSTEMS (CHI), 2019, Glasgow. **Proceedings [...]**. New York: Association for Computing Machinery, 2019. p. 1–14.
- TIXIER, M.; LENAY, C.; BIHAN, G. L.; GAPENNE, O.; AUBERT, D. Designing interactive content with blind users for a perceptual supplementation system. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON TANGIBLE, EMBEDDED AND EMBODIED INTERACTION (TEI), 2013, Barcelona. **Proceedings [...]**. New York: Association for Computing Machinery, 2013. p. 229–236.
- TOLOSA, E.; GARRIDO, A.; SCHOLZ, S. W.; POEWE, W. Challenges in the diagnosis of parkinson's disease. **The Lancet Neurology**, v. 20, n. 5, p. 385–397, 2021.
- TRIST, B. G.; HARE, D. J.; DOUBLE, K. L. Oxidative stress in the aging substantia nigra and the etiology of parkinson's disease. **Aging cell**, v. 18, n. 6, p. e13031, 2019.
- WALTON, C. C.; SHINE, J. M.; MOWSZOWSKI, L.; GILAT, M.; HALL, J. M.; O'CALLAGHAN, C.; NAISMITH, S. L.; LEWIS, S. J. Impaired cognitive control in parkinson's disease patients with freezing of gait in response to cognitive load. **Journal of neural transmission**, v. 122, n. 5, p. 653–660, 2015.
- WANG, J. **Real-time embedded systems**. Hoboken: John Wiley & Sons, 2017. 293 p.
- WANG, Y.; YU, A.; YI, X.; ZHANG, Y.; CHATTERJEE, I.; PATEL, S.; SHI, Y. Facilitating text entry on smartphones with qwerty keyboard for users with parkinson's disease. In: CONFERENCE ON HUMAN FACTORS IN COMPUTING SYSTEMS (CHI), 2021, Yokohama. **Proceedings [...]**. New York: Association for Computing Machinery, 2021. p. 1–12.

WILLIAMS, I. A.; OBESO, I.; JAHANSHAH, M. Dopaminergic medication improves cognitive control under low cognitive demand in parkinson's disease. **Neuropsychology**, v. 34, n. 5, p. 551, 2020.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Parkinson disease: a public health approach**. technical brief. Geneva, 2022. 20 p.

WORLD HEALTH ORGANIZATION AND UNITED NATIONS CHILDREN'S FUND. **Global report on assistive technology**. Geneva, 2022. 140 p.

XU, S.; KANTARCIGIL, C.; RANGWALA, R.; NELLIS, A.; CHUN, K. S.; RICHARDS, D.; ALBERT-SMET, I.; KELLER, M.; CHEN, H.; HUANG, J. *et al.* Digital health technology for parkinson's disease with comprehensive monitoring and artificial intelligence-enabled haptic biofeedback for bulbar dysfunction. **Journal of Parkinson's Disease**, v. 15, n. 3, p. 630–645, 2025.

ZEAGLER, C.; JONES, B. D.; GANDY, M.; ROBERTSON, S. L. Wearable technology design and accessibility considerations studio. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON TANGIBLE, EMBEDDED, AND EMBODIED INTERACTION (TEI), 2022, Daejeon. **Proceedings [...]**. New York: Association for Computing Machinery, 2022. p. 1–2.

ZHAO, N.; YANG, Y.; ZHANG, L.; ZHANG, Q.; BALBUENA, L.; UNGVARI, G. S.; ZANG, Y.-F.; XIANG, Y.-T. Quality of life in parkinson's disease: A systematic review and meta-analysis of comparative studies. **CNS Neuroscience & Therapeutics**, Hoboken, v. 27, n. 3, p. 270–279, 2021.

APÊNDICE A – QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO DE USABILIDADE E EXPERIÊNCIA DO USUÁRIO (VERSTICK)

Este apêndice apresenta o instrumento de coleta de dados utilizado para avaliar a interação dos voluntários com o dispositivo VerStick. O questionário é dividido em duas partes: perguntas objetivas (escala de Likert adaptada/múltipla escolha) e perguntas subjetivas (abertas).

Parte 1: Avaliação Objetiva

- 1. Qual atividade cotidiana você considera mais difícil de realizar devido à Doença de Parkinson?**
 - A) Escovar os dentes
 - B) Comer com talheres
 - C) Pentear o cabelo
 - D) Escrever
 - E) Não possuo Doença de Parkinson
- 2. Como você classificaria sua experiência inicial ao segurar o Verstick?**
 - A) Normal: Muito fácil de segurar
 - B) Discreto: Fácil, mas com algum esforço
 - C) Ligeiro: Leve dificuldade ao segurar
 - D) Moderado: Difícil de segurar
 - E) Grave: Não consegui segurar o Verstick
- 3. O movimento no seu pulso foi:**
 - A) Normal: Confortável, sem dificuldades
 - B) Discreto: Levemente incômodo, mas aceitável
 - C) Ligeiro: Incomodou, mas consegui continuar utilizando
 - D) Moderado: Incômodo demais, dificultou o uso
 - E) Grave: Incomodou ao ponto de não conseguir utilizar
- 4. Como você classificaria a aparência do Verstick para o uso diário?**
 - A) Normal: Muito atraente e adequado ao uso diário
 - B) Discreto: Adequado, mas com algumas melhorias possíveis
 - C) Ligeiro: Não tão atraente, mas funcional
 - D) Moderado: Difícil de usar devido à aparência

- E) Grave: Desconfortável ou inadequado para o uso diário
5. **O peso do dispositivo foi percebido como:**
- A) Normal: Muito leve
 - B) Discreto: Leve
 - C) Ligeiro: Moderado, mas não incomodou
 - D) Moderado: Pesado
 - E) Grave: Muito pesado para o uso confortável
6. **Como você avaliaria o conforto do dispositivo durante o uso?**
- A) Normal: Muito confortável
 - B) Discreto: Confortável, mas poderia melhorar
 - C) Ligeiro: Pouco confortável, mas suportável
 - D) Moderado: Desconfortável, dificultando o uso
 - E) Grave: Muito desconfortável, tornando o uso difícil
7. **O uso do dispositivo causou alguma dor ou desconforto físico?**
- A) Normal: Nenhum desconforto
 - B) Discreto: Leve desconforto, mas suportável
 - C) Ligeiro: Dor temporária
 - D) Moderado: Dor persistente
 - E) Grave: Dor severa ou intolerável
8. **O dispositivo foi fácil de ligar e desligar?**
- A) Normal: Sim, muito fácil
 - B) Discreto: Sim, com algum esforço
 - C) Ligeiro: Neutro, nenhum dos dois
 - D) Moderado: Difícil de ligar e desligar
 - E) Grave: Não consegui ligar ou desligar
9. **Você conseguiu encaixar os utensílios (pente, escova, talher) com facilidade?**
- A) Normal: Consegui encaixar todos facilmente
 - B) Discreto: Consegui encaixar a maioria, com algum esforço
 - C) Ligeiro: Alguns utensílios foram mais difíceis de encaixar
 - D) Moderado: Não consegui encaixar alguns utensílios
 - E) Grave: Não consegui encaixar nenhum utensílio
10. **Durante o uso do Verstick, você sentiu alguma alteração na sua movimentação?**

- A) Normal: Ajudou muito, melhorando o movimento
 - B) Discreto: Ajudou parcialmente, com algumas dificuldades
 - C) Ligeiro: Não percebi muita diferença
 - D) Moderado: Prejudicou, dificultando movimentos
 - E) Grave: Tornou a movimentação ainda mais difícil
11. **Você conseguiu manter o controle dos movimentos usando o dispositivo?**
- A) Normal: Total controle dos movimentos
 - B) Discreto: Controle parcial dos movimentos
 - C) Ligeiro: Pouco controle dos movimentos
 - D) Moderado: Dificuldade em controlar os movimentos
 - E) Grave: Não consegui controlar os movimentos
12. **Qual atividade foi mais fácil de realizar com o Verstick?**
- A) Alimentar-se
 - B) Escovar os dentes
 - C) Pentear o cabelo
 - D) Nenhuma das alternativas acima
13. **Qual o grau de esforço necessário para usar o Verstick?**
- A) Normal: Nenhum esforço necessário
 - B) Discreto: Pouco esforço necessário
 - C) Ligeiro: Esforço moderado
 - D) Moderado: Esforço considerável
 - E) Grave: Muito esforço, quase impossível de usar
14. **Você acredita que o Verstick contribuiu para melhorar sua autonomia?**
- A) Normal: Sim, bastante
 - B) Discreto: Sim, moderadamente
 - C) Ligeiro: Pouco
 - D) Moderado: Não contribuiu significativamente
 - E) Grave: Não contribuiu
15. **Em que situações você vê utilidade para o Verstick?**
- A) Normal: Em casa e em locais públicos
 - B) Discreto: Apenas em casa
 - C) Ligeiro: Em atividades de lazer

- D) Moderado: Apenas em situações específicas de necessidade
- E) Grave: Nenhuma situação, não vejo utilidade
16. **Você indicaria o uso do Verstick para pessoas com Parkinson?**
- A) Normal: Sim, com certeza
- B) Discreto: Provavelmente
- C) Ligeiro: Talvez
- D) Moderado: Não indicaria
- E) Grave: Nenhuma das alternativas acima
17. **Você acredita que o dispositivo precisa de melhorias em:**
- A) Normal: Conforto
- B) Discreto: Estética
- C) Ligeiro: Funcionalidade
- D) Moderado: Todas as anteriores
- E) Grave: Nenhuma das alternativas acima
18. **Quais dos seguintes fatores mais influenciaram sua experiência negativa (se houver)?**
- A) Normal: Peso do dispositivo
- B) Discreto: Complexidade de uso
- C) Ligeiro: Falta de ajuste no encaixe
- D) Moderado: Dificuldade de movimentação
- E) Grave: Nenhuma das alternativas acima
19. **Você utilizaria o Verstick no seu dia a dia se ele fosse disponibilizado gratuitamente?**
- A) Normal: Sim, com certeza
- B) Discreto: Sim, com algumas ressalvas
- C) Ligeiro: Talvez
- D) Moderado: Não utilizaria
- E) Grave: Nenhuma das alternativas acima
20. **Considerando sua experiência geral, como você classificaria o Verstick?**
- A) Normal: Excelente
- B) Discreto: Bom
- C) Ligeiro: Regular
- D) Moderado: Ruim
- E) Grave: Nenhuma das alternativas acima

Parte 2: Perguntas Subjetivas

Nesta seção, o participante foi convidado a descrever livremente sua experiência em relação aos seguintes tópicos:

Tarefas para Comer: Durante a avaliação, como foi sua experiência ao manipular alimentos para comer usando o Verstick? Houve alguma dificuldade? Se sim, descreva as situações e os tipos de alimentos envolvidos.

Rigidez: Durante a avaliação, de que forma a rigidez nas mãos ou braços afetou seu uso do Verstick? Em quais momentos a rigidez foi mais evidente e como isso impactou suas atividades?

Movimentos das Mãos: Durante a avaliação, você notou alguma dificuldade ao realizar movimentos rápidos ou amplos com as mãos ao usar o Verstick? Relate como foi essa experiência e em que contextos ela ocorreu.

Movimentos de Pronação-Supinação das Mãos: Durante a avaliação, como foi sua experiência ao realizar movimentos de giro com as mãos (pronação e supinação) usando o Verstick, como ao girar utensílios ou ajustar o dispositivo? Houve dificuldades? Se sim, descreva-as.