

INSTITUTO FEDERAL

Paraíba

Campus João Pessoa

CURSO SUPERIOR DE BACHARELADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

CHAYANNE BARBOSA DOS SANTOS

**APRIMORAMENTO DE TECNOLOGIA ASSISTIVA PARA DOSAGEM
DE MEDICAMENTOS LÍQUIDOS A PESSOAS COM DEFICIÊNCIA
VISUAL**

João Pessoa
2023

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação – CIP
Biblioteca Nilo Peçanha – IFPB, *campus* João Pessoa

S237a

Santos, Chayanne Barbosa dos.

Aprimoramento de tecnologia assistiva para dosagem de medicamentos líquidos a pessoas com deficiência visual / Chayanne Barbosa dos Santos. – 2023.

54 f. : il.

TCC (Graduação em Engenharia Elétrica) – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Paraíba – IFPB / Coordenação de Engenharia Elétrica.

Orientador : Prof. Dr. Luís Romeu Nunes.

1. Deficiência visual. 2. Tecnologia assistiva. 3. Sensor ótico. 4. Medicamentos. I. Título.

CDU 681.5-056.262

CHAYANNE BARBOSA DOS SANTOS

APRIMORAMENTO DE TECNOLOGIA ASSISTIVA PARA DOSAGEM DE MEDICAMENTOS LÍQUIDOS A
PESSOAS COM DEFICIÊNCIA VISUAL

*Trabalho de Conclusão de Curso submetido à
Coordenação do Curso Superior de Bacharelado em
Engenharia Elétrica do Instituto Federal da Paraíba
como parte dos requisitos necessários para a obtenção
do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.*

Orientador:

Prof. Dr. Luís Romeu Nunes


João Pessoa
2023

CHAYANNE BARBOSA DOS SANTOS

APRIMORAMENTO DE TECNOLOGIA ASSISTIVA PARA DOSAGEM DE MEDICAMENTOS LÍQUIDOS A
PESSOAS COM DEFICIÊNCIA VISUAL

*Trabalho de Conclusão de Curso submetido à
Coordenação do Curso Superior de Bacharelado em
Engenharia Elétrica do Instituto Federal da Paraíba
como parte dos requisitos necessários para a obtenção
do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.*

Trabalho aprovado em 22/12/2023 pela banca examinadora:

Documento assinado digitalmente
 LUIS ROMEU NUNES
Data: 02/01/2024 17:39:20-0300
Verifique em <https://validar.itl.gov.br>

Prof. Dr. Luís Romeu Nunes
Orientador, IFPB



Prof. Dr. Lincoln Machado de Araújo
Examinador, IFPB

Documento assinado digitalmente
 PATRIC LACOUTH DA SILVA
Data: 04/01/2024 10:04:14-0300
Verifique em <https://validar.itl.gov.br>

Prof. Dr. Patric Lacouth da Silva
Examinador, IFPB

João Pessoa
2023

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, a Deus que em sua providência divina nunca me desamparou e me ensinou a confiar diante das situações mais desafiadoras. Ele, o maior mestre, permitiu que tudo isso acontecesse.

Ao meu amado noivo, Matheus, meu refúgio, que com o seu amor me traz calma e me encoraja a realizar os meus sonhos.

Aos meus familiares, em especial a minha mãe Josélia, por toda a dedicação e renúncias para que eu pudesse estudar. Ela que é a minha fonte constante de apoio e incentivo.

Aos meus professores, por todos ensinamentos ao longo do curso. E, em especial, ao meu orientador, Prof. Dr. Luís Romeu Nunes, por acreditar que esse trabalho seria possível de realizar, pelo encorajamento, incentivo e, principalmente, por sua extraordinária dedicação para com os seus alunos.

RESUMO

A deficiência visual é uma condição que demanda constantemente o desenvolvimento de soluções inovadoras para promover a autonomia e a melhora da qualidade de vida das pessoas afetadas. O avanço das tecnologias assistivas desempenha um papel fundamental na busca pela inclusão social e na promoção da autonomia desses indivíduos, capacitando-os a desempenhar suas tarefas diárias com maior independência. Nesse contexto, este trabalho apresenta o aperfeiçoamento de um protótipo de tecnologia assistiva para dosagem de medicamentos líquidos, com foco na assistência a pessoas com deficiência visual. A proposta do projeto envolve tanto a contagem de gotas – quanto a medição do volume de medicamentos, além da apresentação das informações ao usuário por meio de feedback sonoro, mediante a reprodução de mensagens de áudio pré-gravadas. O protótipo desenvolvido baseia-se em um dispositivo existente que realiza a coleta de dados por meio de uma balança de precisão com exatidão de 0,01 gramas. O protótipo aprimorado inclui um sensor ótico FC-03 para realizar a contagem de gotas e melhorar a precisão da dosagem. O sensor é posicionado abaixo do gotejador do frasco de medicamento e detecta a passagem de cada gota. Os resultados dos testes preliminares mostraram que o protótipo aprimorado apresentou um erro percentual médio de 3,67% para a contagem de gotas, uma significativa redução em comparação ao protótipo anterior, no qual o erro médio era de 33,33%. Além disso, foram realizadas melhorias na reprodução sonora dos dados, garantindo que as informações sobre a dosagem sejam transmitidas de maneira mais clara e compreensível. Dessa maneira, o protótipo aprimorado busca contribuir para a redução dos riscos decorrentes da dosagem incorreta de medicamentos, além de ser considerado um dispositivo acessível e de baixo custo.

Palavras-chave: Deficiência Visual, Tecnologia Assistiva, Sensor Ótico, Medicamentos.

ABSTRACT

Visual impairment is a condition that constantly demands the development of innovative solutions to promote the autonomy and improve the quality of life of affected individuals. The advancement of assistive technologies plays a fundamental role in the pursuit of social inclusion and the promotion of the autonomy of these individuals, enabling them to perform their daily tasks with greater independence. In this context, this paper presents the improvement of a prototype of assistive technology for the dosage of liquid medications, with a focus on assisting people with visual impairments. The project proposal involves both counting drops and measuring the volume of medicines, in addition to presenting information to the user through sound feedback via the reproduction of pre-recorded audio messages. The developed prototype is based on an existing device that collects data through a precision scale with an accuracy of 0.01 grams, but that presents limitations of precision and reliability. The improved prototype includes an FC-03 optical sensor to count drops and improve dosage accuracy. The sensor is positioned below the dropper of the medication bottle and detects the passage of each drop. The results of the preliminary tests showed that the improved prototype had an average percentage error of 3.67% for drop counting, a significant reduction compared to the previous prototype, where the average error was 33.33%. In addition, improvements have been made in the sound reproduction of data, ensuring that dosage information is transmitted in a clearer and more understandable way. In this way, the improved prototype seeks to contribute to the reduction of risks arising from incorrect medication dosage, in addition to being considered an accessible and low-cost device.

Keywords: Visual Impairment, Assistive Technology, Optical Sensor, Medicines.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Talher Adaptado	18
Figura 2 – Pranchas de Comunicação	19
Figura 3 – Facilitador Dorsal	19
Figura 4 – Exemplo de Prótese	20
Figura 5 – Bengala Inteligente	21
Figura 6 – Veículo Elétrico Adaptado	21
Figura 7 – Bomba de Infusão	22
Figura 8 – Máquina Unitarizadora	23
Figura 9 – Sensor Piezoelétrico	24
Figura 10 – Funcionamento do Sensor Capacitivo	25
Figura 11 – Circuito com Sensor Capacitivo	25
Figura 12 – Estrutura para Captura Visual de Gota em Queda	26
Figura 13 – Balança de Precisão	27
Figura 14 – Princípio de Funcionamento do Sensor Óptico	28
Figura 15 – Componentes do Arduino UNO	31
Figura 16 – Sensor Óptico	31
Figura 17 – Módulo Sensor Laser KY-008	32
Figura 18 – Módulo Sensor TCRT5000	32
Figura 19 – Módulo FC-03 – Visão Lateral	33
Figura 20 – Módulo FC-03 – Visão Superior	33
Figura 21 – Módulo MP3 DFPlayer Mini	34
Figura 22 – Mini Funil	35
Figura 23 – Estrutura – Visão Lateral	36
Figura 24 – Estrutura – Visão Superior	36
Figura 25 – Esquemático Elétrico do Circuito de Coleta de Dados	36
Figura 26 – Circuito de Reprodução Sonora de Dados	38

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Componentes utilizados	30
Tabela 2 – Categorias para Cálculo do Volume	37
Tabela 3 – Resultados dos Testes de Contagem de Gotas pelo Sensor Óptico	40
Tabela 4 – Resultados dos Testes de Medição do Volume	41

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CAA	Comunicação Alternativa e Aumentativa
CAT	Comitê de Ajudas Técnicas
CFE	Conselho Federal de Farmácia
DC	Corrente Contínua
g	Gramma
GB	<i>Gigabyte</i>
GND	<i>Ground</i> (terra)
HU	Hospital Universitário
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
LBI	Lei Brasileira de Inclusão
mL	Mililitro
OMS	Organização Mundial da Saúde
ONU	Organização das Nações Unidas
PNAD	Pesquisa Nacional de Amostra de Domicílios Contínua
SD	<i>Secure Digital</i>
TA	Tecnologia Assistiva
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver Transmitter</i>
UFGD	Universidade Federal da Grande Dourado
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
USP	Universidade de São Paulo
WMV	<i>Windows Media Video</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	Objetivo Geral.....	13
1.2	Objetivos Específicos.....	13
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	14
2.1	Deficiência Visual: A importância da Visão.....	14
2.2	Desafios na Utilização Segura de Medicamentos.....	15
2.2.1	Dosagem de Medicamentos Líquidos.....	16
2.3	Tecnologia Assistiva: Conceito.....	17
2.3.1	Classificações de Tecnologia Assistiva.....	18
2.3.2	Tecnologias Assistivas para Dosagem de Medicamentos.....	22
2.3.2.1	Âmbito Hospitalar.....	22
2.3.2.2	Âmbito Doméstico.....	23
3	MATERIAIS E MÉTODOS	29
3.1	Metodologia Aplicada.....	29
3.2	Materiais Utilizados.....	29
3.2.1	Microcontrolador Arduino.....	30
3.2.2	Sensor Óptico Infravermelho (FC-03).....	31
3.2.3	Módulo MP3 DFPlayer Mini.....	33
3.3	Desenvolvimento do Protótipo.....	34
3.3.1	Desenvolvimento e Integração do Circuito de Coleta de Dados.....	35
3.3.2	Otimização do Circuito de Reprodução Sonora e Armazenamento de Dados....	38
4	RESULTADOS OBTIDOS	40
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	43
	REFERÊNCIAS	45
	ANEXO 1 – DESENHO ESQUEMÁTICO COMPLETO DO PROTÓTIPO	50
	ANEXO 2 – CÓDIGO-FONTE	51

1 INTRODUÇÃO

A deficiência visual é uma condição que afeta diretamente a capacidade de uma pessoa enxergar ou perceber o mundo ao seu redor de forma tradicional. Para discutir a inclusão de pessoas com deficiência, é crucial entender a história de exclusão que permeou boa parte da humanidade. Durante a Idade Média, atos brutais eram cometidos contra aqueles que nasciam com alguma forma de deficiência. Em diversas civilizações, crianças com deficiência eram abandonadas, jogadas em abismos, afogadas, queimadas ou mesmo usadas para entretenimento em circos (SILVA, 1987).

Na Grécia Antiga, a idealização do corpo perfeito levou ao extermínio de crianças com deficiência em busca da perfeição (NASCIMENTO, 2019). Ao longo da história, as pessoas com deficiência foram tratadas como descartáveis e substituíveis. Fernandes (2003, p.19) destaca que essa forma de tratamento não era exclusiva de um único grupo ou cultura específica, pois a discriminação contra pessoas com deficiência não era considerada algo chocante, pelo contrário, era prevalente em diversas culturas.

A transformação desse pensamento começou a ganhar forma com a emergência de novas concepções que abraçavam a natureza orgânica da deficiência, percebendo-a como um fenômeno inerente à condição humana. O século XVII marcou um período de notáveis avanços na medicina, consolidando a tese da organicidade e expandindo a compreensão da deficiência como um processo intrínseco à existência humana (ARANHA, 2004).

No final dos anos sessenta, em vários países ocidentais, houve o surgimento de movimentos sociais que pleiteavam os direitos de grupos específicos, tais como mulheres e negros. Nesse cenário, a conscientização política das pessoas com deficiências ganhou força (GAUDENZI; ORTEGA, 2016, p. 3062). Um marco importante para a inclusão global ocorreu em junho de 1994 com a Declaração de Salamanca, uma resolução da ONU que defende o direito fundamental à educação de todas as crianças, incluindo aquelas com necessidades educacionais especiais (SALAMANCA, 1994).

No Brasil, com o objetivo de promover a inclusão social e a plena cidadania das pessoas com deficiência, foi promulgada, no ano de 2015, a Lei Brasileira de Inclusão da Pessoa com Deficiência, conhecida como Estatuto da Pessoa com Deficiência. Essa legislação assegura, entre outros direitos, o acesso à educação e à assistência médica e estabelece sanções para combater atos discriminatórios contra essa parcela da população (GAUDENZI; ORTEGA, 2016, p. 3062).

Com base na Pesquisa Nacional de Amostra de Domicílios Contínua (PNAD Contínua) de 2022, realizada pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), o país abriga 18,6 milhões de indivíduos com deficiência, representando 8,9% da população a partir de dois anos de idade. Além disso, essa pesquisa também destaca a persistente disparidade no acesso à educação e ao mercado de trabalho para essa população. Apenas 26,6% das pessoas com deficiência estão empregadas, em comparação com 60,7% da população total brasileira, ressaltando a necessidade de medidas eficazes para promover a inclusão e igualdade de oportunidades.

O reconhecimento dos direitos das pessoas com deficiência tem crescido notavelmente nos últimos anos, mas ainda existem desafios significativos que afetam sua inclusão na sociedade. Hoje, a tecnologia desempenha um papel fundamental em simplificar e aprimorar nossa vida diária, tornando tarefas complexas em atividades mais acessíveis e convenientes. Nesse sentido, surgem as tecnologias assistivas, que podem ser definidas como toda e qualquer ferramenta ou recurso utilizado com a finalidade de proporcionar uma maior independência e autonomia à pessoa com deficiência (GALVÃO FILHO, 2009).

Diante dessa necessidade de inclusão e inovação, este trabalho se propõe a aperfeiçoar uma tecnologia assistiva destinada a pessoas com deficiência visual na dosagem de medicamentos líquidos. A motivação para tal estudo surgiu de uma demanda real, na qual uma mãe com deficiência visual enfrentava dificuldades para dosar com precisão os medicamentos de seu filho. Tradicionalmente, ela utilizava métodos intuitivos, como aproximar o conta-gotas do ouvido para contar as gotas (G1 CEARÁ, 2015). No entanto, essa técnica demonstrou ser pouco confiável, uma vez que ocorria a formação de uma película de líquido no fundo do recipiente sempre que havia qualquer acúmulo de líquido, prejudicando assim a precisão da contagem. Essa situação evidenciou a necessidade de desenvolver uma tecnologia assistiva específica para a dosagem de medicamentos, com o objetivo de proporcionar maior segurança e eficiência nesse processo. A tecnologia assistiva tem o poder de promover a inclusão e a autonomia, capacitando as pessoas com deficiência visual a desempenhar tarefas diárias com mais independência e confiança. Este trabalho representa mais um passo na busca contínua por soluções inovadoras que contribuam para a melhoria da qualidade de vida dessas pessoas.

1.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste projeto é aprimorar o protótipo de tecnologia assistiva desenvolvido por Ferreira (2023), destinado a auxiliar pessoas com deficiência visual na dosagem de medicamentos líquidos. O dispositivo será aprimorado incorporando um sensor óptico FC-03 para a contagem de gotas, integrando-o ao sensor de medição de volume, uma célula de carga com exatidão de 0,01 gramas. O circuito atual utiliza o módulo MP3 DFPlayer Mini para armazenar mensagens de áudio relacionadas aos valores medidos, reproduzindo-as ao usuário por meio de um alto-falante. Este sistema será aprimorado buscando otimizar a reprodução sonora dos resultados. O dispositivo, mantendo seu caráter de baixo custo e facilidade de uso, continuará sob a coordenação de um microcontrolador Arduino. Estes aprimoramentos visam superar as limitações de precisão do dispositivo original, proporcionando um nível de exatidão adequado para o uso prático e seguro por pessoas com deficiência visual.

1.2 Objetivos Específicos

- Realizar testes com o sensor óptico, avaliando sua precisão e capacidade de detecção;
- Realizar a integração do novo sensor óptico com a balança de precisão, definindo os cálculos necessários para a determinação do volume e da quantidade de gotas;
- Aprimorar o sistema de reprodução sonora de dados ao usuário;
- Aprimorar o software responsável pela operacionalização do protótipo;
- Desenvolver o protótipo do projeto, incluindo todos os componentes e melhorias propostas, como o sensor óptico, a balança de precisão e o sistema de comunicação sonora;
- Realizar a coleta de informações e executar testes práticos do protótipo, com o objetivo de avaliar sua eficácia, precisão e usabilidade, buscando verificar a viabilidade e identificar possíveis melhorias necessárias.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Deficiência Visual: A importância da Visão

A visão é um dos sentidos mais importantes do ser humano, sendo responsável por cerca de 80% das informações que recebemos do mundo ao nosso redor (MAZZARO, 2008). A deficiência visual, portanto, é uma condição que pode causar limitações significativas na vida cotidiana de uma pessoa, afetando sua autonomia, independência e participação social. A deficiência visual, que pode ser congênita ou adquirida, resulta na perda parcial (visão subnormal ou baixa visão) ou total (cegueira total) e irreversível da visão, afetando a capacidade de uma pessoa de realizar tarefas diárias e de se relacionar com o ambiente (MARTA, 2000).

Como ressaltado por Brumer et al. (2004, p. 321), a falta ou redução da visão não é o obstáculo primordial para a inclusão dos deficientes visuais como cidadãos conscientes de seus direitos e deveres, desde que sejam providas as condições necessárias para a sua aprendizagem e meios para desenvolver e aplicar suas habilidades. De acordo com Craft (1990), ao longo do desenvolvimento de pessoas com deficiência visual, é possível observar atrasos em certos aspectos. Esses atrasos não estão diretamente relacionados a alterações físicas ou psicológicas resultantes da deficiência em si, mas sim à redução na quantidade e qualidade das informações que indivíduos cegos ou com baixa visão recebem do ambiente e de outras pessoas, o que resulta na diminuição das experiências que eles vivenciam.

Segundo um estudo internacional com contribuição de pesquisadores da USP de Ribeirão Preto, a população global com cegueira e deficiência visual deverá dobrar até 2050, atingindo um total de 535 milhões de pessoas. Esse cenário alarmante é impulsionado por uma combinação de fatores, como o envelhecimento da população, maus hábitos alimentares, exposição excessiva a telas de smartphones e a falta de acesso a atendimento oftalmológico. As projeções indicam que 61 milhões de pessoas serão cegas, 474 milhões terão deficiência visual moderada a severa, 360 milhões terão deficiência visual leve, e 866 milhões sofrerão de presbiopia não corrigida, uma condição relacionada ao envelhecimento que causa dificuldade de foco em objetos próximos (BOURNE, 2020).

Sendo assim, para enfrentar os desafios impostos pela deficiência visual, é necessário o desenvolvimento contínuo de tecnologias assistivas, ambientes acessíveis e a promoção da conscientização sobre as necessidades e capacidades das pessoas com deficiência visual. A inclusão e o crescimento de oportunidades não apenas melhoram a qualidade de vida das

pessoas com deficiência visual, mas enriquecem a sociedade como um todo, tornando-a mais diversificada e inclusiva.

2.2 Desafios na Utilização Segura de Medicamentos

A dosagem de medicamentos desempenha um papel essencial na prática da farmacologia e na segurança dos tratamentos médicos. Embora os benefícios potenciais dos fármacos sejam amplamente reconhecidos, desde os primórdios da medicina, já se tinha consciência da possibilidade de reações adversas. Conforme enfatizado por Paracelsus (1493-1541), que afirmava que todas as substâncias são venenos, não havendo nenhuma que não seja venenosa, e que a diferença entre o veneno e o remédio está intrinsecamente ligada à posologia correta (KLAASSEN, 1985).

Dois episódios históricos notáveis ilustraram e fomentaram a importância de definir, quantificar, estudar e prevenir os efeitos indesejáveis de medicamentos. O primeiro envolveu o uso de dietilenoglicol como solvente de um xarope na década de 1930, resultando em mais de cem mortes. O segundo episódio notório foi o da talidomida, um medicamento amplamente usado durante a gravidez que causou um surto de uma rara malformação congênita, resultando em cerca de 4000 casos e 498 mortes. A revisão posterior desses dados enfatizou ainda mais a necessidade de rigor na avaliação de medicamentos (LENZ, 1980).

A busca por uma melhor qualidade de vida por meio do sistema de saúde nem sempre se traduz em tratamentos eficazes e seguros. Problemas como erros de prescrição, automedicação e dispensação inadequada de medicamentos podem prejudicar diretamente a saúde dos pacientes (ARRAIS et al., 2005). Segundo uma pesquisa da Datafolha, conduzida pelo Conselho Federal de Farmácia (CFF), cerca de 77% dos brasileiros recorrem à automedicação. É notável que quase metade dessa população se automedica pelo menos uma vez ao mês, e surpreendentes 25% o fazem diariamente ou ao menos uma vez por semana (CFF, 2019).

O uso irracional de medicamentos pode resultar em uma série de efeitos adversos preocupantes, desde o mascaramento de doenças em estágios iniciais até situações mais graves, como a intoxicação e, em casos extremos, a morte. Esses riscos se tornam particularmente perigosos quando os medicamentos são administrados de maneira incorreta ou sem a devida orientação médica (ANVISA, 2008).

2.2.1 Dosagem de Medicamentos Líquidos

As formas farmacêuticas líquidas, como soluções e suspensões orais, desempenham um papel crucial no tratamento de doenças, especialmente em situações em que a deglutição de cápsulas e comprimidos pode ser problemática, como em crianças e idosos. Essas soluções líquidas oferecem uma série de vantagens, como uma fácil deglutição e rápida absorção pelo paciente. Além disso, possuem grande flexibilidade em sua administração, possibilitando o ajuste simples e rápido da dose em função da evolução da patologia e das características do indivíduo. Esse aspecto é particularmente importante em tratamentos de longa duração, em que as necessidades do paciente podem mudar ao longo do tempo (PINTO e BARBOSA, 2008).

De acordo com Ansel et al. (2000), as soluções líquidas são caracterizadas pela combinação de componentes químicos em um ou mais solventes que se misturam entre si. Essas soluções podem ser administradas de várias maneiras, abrangendo soluções de administração oral, auricular, oftálmica e tópica. Na administração de medicamentos nas formas oral, auricular e oftálmica, destaca-se a dosagem na forma de gotas.

A administração de medicamentos na forma de gota tem uma longa tradição histórica e continua a ser amplamente empregada atualmente (VELOSO et al., 2018). No entanto, a padronização das dosagens em gotas, conforme indicadas nas bulas em miligramas, pode variar entre as diferentes marcas de medicamentos, devido à falta de uniformidade nos gotejadores disponíveis no mercado brasileiro (SKELLEY, 1997). Conseqüentemente, a busca pela uniformização das gotas no processo de dosagem de medicamentos é uma tarefa bastante complexa, influenciada por diversos fatores, como a densidade, viscosidade do líquido, tamanho do orifício do gotejador, pressão aplicada ao dosador e ângulo de liberação da gota (JOAQUÍN, 1999). Adicionalmente, a temperatura do medicamento pode variar dependendo do local e horário, podendo afetar as suas características físico-químicas e, por consequência, impactar na formação das gotas. Além disso, o fator humano, que envolve o estado físico e emocional da pessoa que realiza a dosagem, também é um elemento variável que pode influenciar na consistência e precisão do processo.

Desse modo, para realizar a avaliação da confiabilidade de dispositivos de administração em gotas, é necessário observar determinados critérios, conforme apresentado por Ferreira (2023, p.22) no estudo “Desenvolvimento de Tecnologia Assistiva para Dosagem de medicamentos Líquidos”:

O teste de gotejamento é um procedimento destinado a determinar a relação do número de gotas liberadas por um conta-gotas ou outro dispositivo de administração a cada mililitro. De acordo com a Farmacopeia, em um teste com diversas amostras, o produto será considerado aprovado quando os valores medidos estiverem dentro da faixa de 85,0% a 115,0% da quantidade declarada (BRASIL, 2010). A partir desses critérios estabelecidos, é possível concluir que essa faixa representa a margem de erro aceitável para dosagem de medicamentos líquidos de uso comum. Essa margem de erro permite avaliar a precisão e a confiabilidade dos dispositivos de administração e garantir que a dosagem seja adequada e segura para o uso dos medicamentos por pessoas com deficiência visual ou por seus dependentes.”

2.3 Tecnologia Assistiva: Conceito

O termo Tecnologia Assistiva (TA) tornou-se oficial no Brasil a partir da Ata do Comitê de Ajudas Técnicas (CAT), em dezembro de 2007, que apresenta o seguinte conceito:

Tecnologia Assistiva é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba produtos, recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que objetivam promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social (BRASIL, 2007, n. p.).

Esse conceito abrange uma ampla gama de necessidades das pessoas com deficiência e está em constante evolução, à medida que a tecnologia avança em diversas áreas do conhecimento. Assim, a TA abarca o desenvolvimento de qualquer produto e serviço que visam aprimorar a funcionalidade das pessoas com deficiência, promovendo maior autonomia e qualidade de vida.

Anteriormente à oficialização do termo "Tecnologia Assistiva", documentos legais no Brasil faziam referência ao conceito de "Ajuda Técnica". O decreto n. 5296 de 2004, no Art. 8º, inciso V, definia ajuda técnica como produtos, instrumentos, equipamentos ou tecnologia adaptados ou projetados para melhorar a funcionalidade de pessoas com deficiência ou mobilidade reduzida (BRASIL, 2004, n. p.). Nesse sentido, é possível notar que, diferentemente do termo ajuda técnica que era mais restrito em sua abordagem, a definição de Tecnologia Assistiva amplia o escopo, abrangendo não apenas dispositivos físicos, mas também recursos, estratégias, práticas e serviços interdisciplinares que contribuem para a melhoria da funcionalidade das pessoas com deficiência.

Vale salientar que o acesso à Tecnologia Assistiva é um direito garantido às pessoas com deficiência, conforme estabelecido no Estatuto da Pessoa com Deficiência, Lei Brasileira de Inclusão (LBI), de 2015. A LBI prevê medidas para facilitar o acesso a recursos de TA, como o fomento à pesquisa, à produção nacional e procedimentos simplificados de importação (BRASIL, 2015, n. p.).

A ampla abrangência do conceito de Tecnologia Assistiva é um reflexo da constante evolução das pesquisas e produtos na área, possibilitando às pessoas com deficiência uma maior qualidade de vida, ampliando suas oportunidades de educação, trabalho e inclusão social. Essa evolução é essencial para atender às necessidades específicas das pessoas com deficiência e promover a igualdade de direitos e oportunidades (MOTTA, 2022).

2.3.1 Classificações de Tecnologia Assistiva

Segundo Alves et al. (2017), os recursos de tecnologia assistiva são organizados ou classificados de acordo com os objetivos funcionais a que se destinam e são agrupados em diferentes categorias com uma finalidade didática. A seguir, é apresentada uma metodologia de classificação de tecnologia assistiva em 11 diferentes categorias, conforme destacado por Bersch (2017).

- 1. Auxílios para a vida diária e vida prática:** Nesta categoria estão agrupados os materiais e produtos que possibilitam as pessoas com deficiência a realizar tarefas diárias com autonomia, como a alimentação, higiene pessoal, vestuário e manutenção do ambiente em que se vive. A Figura 1 ilustra um exemplo de TA voltada para alimentação.

Figura 1 – Talher adaptado



Fonte: Tassistiva (2013)

2. **Comunicação aumentativa e alternativa (CAA):** Nesta categoria estão agrupados os dispositivos voltados para pessoas com prejuízos na comunicação oral ou escrita. Envolve a criação personalizada de recursos de comunicação, como vocalizadores e pranchas de comunicação (Figura 2).

Figura 2 – Pranchas de Comunicação



Fonte: UFRGS (2020)

3. **Recursos de acessibilidade ao computador:** Essa categoria é voltada para pessoas com dificuldades motoras, limitações visuais ou auditivas. Inclui adaptações de hardware, como mouses e teclados com diferentes formatos, acionadores e dispositivos para o comando do computador com várias partes do corpo. Além disso, há recursos de softwares e aplicativos projetados para tornar o uso do computador acessível a todos. A Figura 3 ilustra um exemplo desta categoria.

Figura 3 – Facilitador Dorsal



Fonte: CEJAM (2017)

4. **Sistemas de Controle de Ambiente:** Essa categoria abrange sistemas eletrônicos que permitem que pessoas com dificuldades locomotoras gerenciem remotamente sistemas de abertura de portas, cortinas, aparelhos eletrodomésticos, de segurança e climatização.
5. **Projetos Arquitetônicos para Acessibilidade:** São projetos desenvolvidos para pessoas com deficiência visual ou dificuldade motora. Incluem adaptações estruturais ou reformas em ambientes para a criação de rampas, banheiros adaptados, barras de apoio, elevadores e piso tátil.
6. **Órteses e próteses:** São dispositivos essenciais que fornecem partes artificiais do corpo, como braços, pernas e mãos, permitindo uma maior mobilidade e independência. A Figura 4 mostra um tipo de prótese.

Figura 4 – Exemplo de Prótese



Fonte: IDETHNOS (2023)

7. **Adequação Postural:** Essa categoria abrange os dispositivos que proporcionam estabilidade e suporte para manter uma postura adequada e confortável, como assentos e apoios anatômicos.
8. **Auxílios de mobilidade:** Compreende os equipamentos que auxiliam na locomoção de pessoas com deficiência, como cadeiras de rodas manuais e motorizadas.
9. **Auxílios para pessoas cegas ou com visão subnormal:** Nesta categoria estão agrupados os dispositivos para ampliação da função visual ou tradução de conteúdos visuais, como lupas, lentes, braile, sintetizadores de voz, softwares leitores de tela,

bengalas inteligentes (Figura 5), entre outros. Cabe ressaltar que o projeto em desenvolvimento se encaixa nesta categoria.

Figura 5 – Bengala Inteligente



Fonte: ALVES et al (2018)

- 10. Auxílios para pessoas surdas ou com déficit auditivo:** Abrange os dispositivos desenvolvidos para melhorar a função auditiva ou realizar a tradução de conteúdos de áudio. Incluem os aparelhos auditivos, sistemas tátil-visuais, campainhas luminosas, softwares de língua de sinais, entre outros.
- 11. Adaptações em veículos:** Essa categoria engloba os recursos e adaptações em veículos que possibilitam o acesso ou a condução autônoma do veículo por portadores de deficiência física ou mobilidade reduzida. A Figura 6 apresenta um exemplo de veículo adaptado.

Figura 6 – Veículo elétrico adaptado



Fonte: G1 (2008)

2.3.2 Tecnologias Assistivas para dosagem de medicamentos

A dosagem precisa de medicamentos é uma questão de extrema importância na área de saúde, visando garantir a administração adequada e segura de tratamentos medicamentosos. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), as práticas inseguras de dosagem e os erros de medicação são uma das principais fontes de lesões e danos evitáveis nos sistemas de saúde em todo o mundo. Globalmente, estima-se que anualmente os custos relacionados a esses erros de medicação alcancem a marca de US\$ 42 bilhões (OMS, 2017).

Nesse sentido, a evolução tecnológica tem desempenhado um papel fundamental no desenvolvimento de dispositivos e soluções que possibilitam uma dosagem cada vez mais precisa e eficaz. A seguir, serão apresentadas algumas das principais tecnologias que desempenham um papel essencial nesse contexto, abordando dois principais âmbitos: uso hospitalar e uso doméstico.

2.3.2.1 Âmbito Hospitalar

No âmbito hospitalar, a busca por estratégias eficazes na redução e prevenção de erros de medicação tem levado a um investimento significativo em tecnologias inovadoras. Dentre essas soluções, destaca-se a implantação da prescrição médica eletrônica, o uso de códigos de barras, a automatização da dispensação, a adoção do sistema de dispensação de medicamentos por dose unitária, além da incorporação de bombas de infusão "inteligentes" (ROTHSCHILD et al, 2005). O constante avanço tecnológico impulsiona hospitais e clínicas a buscarem novas soluções para otimizar o trabalho de médicos e enfermeiros, proporcionando, assim, um cuidado mais eficaz aos pacientes. As bombas de infusão (Figura 7), por exemplo, são equipamentos médicos projetados para a administração controlada de fluidos, incluindo medicamentos e nutrientes, de acordo com as prescrições médicas (PROLIFE, 2021).

Figura 7 – Bomba de Infusão



Fonte: PROLIFE (2021)

Um exemplo concreto desse avanço tecnológico é o Hospital Universitário da Universidade Federal da Grande Dourados (HU/UFGD), que se tornou pioneiro na região em 2015 ao investir em uma máquina de unitarização de doses, capaz de separar e identificar doses de remédios administradas aos pacientes. Antes da implementação dessa tecnologia, o processo era realizado manualmente pelo Setor de Farmácia do Hospital, consumindo tempo considerável e apresentando riscos de confusão na identificação das doses. Desde a ativação da máquina, o processo de unitarização tornou-se mais ágil, proporcionando maior rastreabilidade e segurança na administração de medicamentos (HU/UFGD, 2015). A Figura 8 apresenta a referida máquina adotada pelo Hospital.

Figura 8 – Máquina Unitarizadora



Fonte: HU/UFGD (2015)

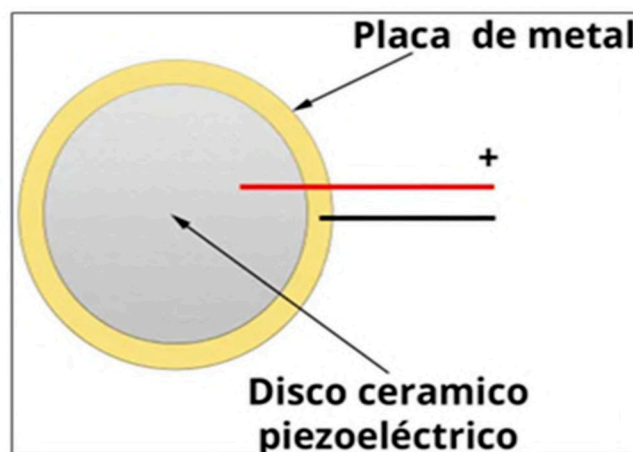
2.3.2.2 Âmbito Doméstico

No âmbito doméstico, os indivíduos com deficiência visual ou com certas limitações enfrentam desafios significativos na dosagem adequada de medicamentos. Essas dificuldades não apenas resultam na falta de adesão ao tratamento, mas também aumentam o risco de erros na administração, levando a resultados clínicos insatisfatórios e reações adversas (GUTTIER, 2023). Diante desse contexto, as tecnologias voltadas para a dosagem de medicamentos em ambientes domésticos têm ganhado bastante destaque, oferecendo soluções que promovem a independência desses indivíduos.

Diversos métodos têm sido explorados no desenvolvimento de dispositivos eletrônicos para dosagem de medicamentos. Em seu estudo, Ferreira (2023, p.19) elenca cinco abordagens principais, as quais serão detalhadamente apresentadas a seguir:

1. **Detecção por Pressão:** Este método baseia-se na exploração do efeito piezoelétrico, que consiste na habilidade de certos materiais gerarem uma tensão elétrica quando submetidos a pressão mecânica e vice-versa. Quando aplicada uma pressão a um material piezoelétrico, este gera uma carga elétrica proporcional à pressão exercida, que, por sua vez, pode ser interpretada por dispositivos eletrônicos para determinar com precisão o valor da pressão (ELECTRICITY, 2023). O sensor piezoelétrico (Figura 9), na aplicação específica deste trabalho, pode ser empregado para detectar a pressão originada pela queda de gotas em um recipiente. Todavia, a necessidade de uma alta sensibilidade representa um desafio, pois, paradoxalmente, essa sensibilidade excessiva torna o sensor suscetível a interferências externas. Esse aspecto pode comprometer a precisão da dosagem, uma vez que interferências externas podem distorcer as leituras, introduzindo imprecisões no processo de medição das gotas. Dessa forma, embora seja uma técnica promissora, a atenção à sensibilidade e o controle de interferências é crucial para garantir a confiabilidade desse método na dosagem de medicamentos.

Figura 9 – Sensor Piezoelétrico



Fonte: MECAFENIX (2018)

2. **Detecção por Capacitância:** Este método baseia-se na utilização de sensores capacitivos, fundamentados no princípio da capacitância, que se refere à capacidade de um componente ou circuito captar e armazenar energia sob a forma de carga elétrica. Os sensores capacitivos (Figura 10) são projetados para gerar um campo eletrostático e,

posteriormente, detectar alterações nesse campo, que ocorrem quando um alvo se aproxima da face ativa do sensor, modificando a capacitância do circuito (WENDLING, 2010).

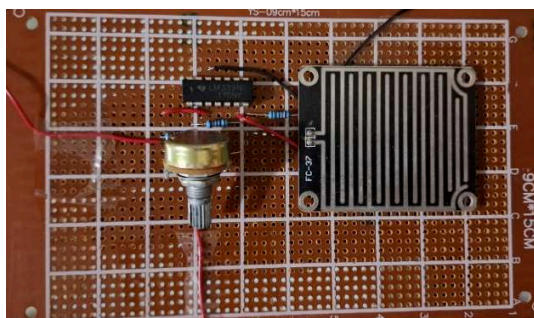
Figura 10 – Funcionamento do Sensor Capacitivo



Fonte: MATTEDE (2023)

Dessa forma, este método revela-se aplicável no contexto deste estudo ao possibilitar a mensuração da variação na capacitância resultante da introdução de medicamentos no campo do sensor, fornecendo informações essenciais acerca do volume de medicamento adicionado. Entretanto, a eficácia desse método depende da calibração adequada do sensor para garantir leituras precisas e da atenção aos fatores que podem interferir no campo produzido, o que poderia afetar a acurácia da dosagem. Além disso, é importante destacar que alguns testes foram realizados para verificar a viabilidade prática desse método. Contudo, esses experimentos revelaram desafios significativos, incluindo problemas de sensibilidade e ruídos no sinal captado. A complexidade em ajustar a sensibilidade do sensor e mitigar interferências externas demonstrou ser um grande obstáculo durante o processo de teste. Por esse motivo, optou-se por não adotar este método, buscando outras alternativas para o propósito deste estudo. A Figura 11 apresenta uma das configurações montadas durante os experimentos, na qual foi adaptado um sensor comercialmente vendido para detectar chuva, usado em sistemas Arduino, na tentativa de detectar quedas de gotas.

Figura 11 – Circuito com Sensor Capacitivo



Fonte: Autoria Própria (2023)

- 3. Detecção por Processamento de Imagens:** Esse método baseia-se no emprego de algoritmos de processamento de imagens, os quais têm como funções facilitar a visualização da imagem, corrigir defeitos ou realçar regiões de interesse para análises quantitativas, além de serem responsáveis pela extração e tratamento de dados quantitativos (GOMES, 2001). Nesse contexto, o uso de câmeras e algoritmos de processamento de imagens podem ser utilizados para realizar a captura visual de gotas em queda (Figura 12), permitindo uma análise mais refinada e quantitativa e viabilizando a contagem precisa das gotas ou a determinação do volume com base nas características das imagens obtidas (YOUNG, 2021). No entanto, é importante destacar que a necessidade de iluminação adequada para garantir imagens nítidas, a ocorrência de reflexos que podem distorcer as formas das gotas e a complexidade associada à calibração dos algoritmos para garantir medidas precisas são alguns desafios para a implementação desse método.

Figura 12 – Estrutura para captura visual de gota em queda



Fonte: YOUNG (2021)

- 4. Detecção por Peso:** Essa abordagem baseia-se na utilização de uma balança de precisão (Figura 13) para a detecção, explorando a relação peso-volume dos medicamentos líquidos. Esse método aproveita o princípio básico da balança para medir com extrema precisão a massa das gotas adicionadas ao recipiente, permitindo determinar o volume exato de medicamento administrado. Contudo, ao implementar este método, é importante considerar alguns desafios, como a variação de densidade entre diferentes

medicamentos, o que afeta diretamente a conversão de peso para volume, além da necessidade de uma alta sensibilidade da balança para detecção de variações sutis no peso das gotas, o que torna o método mais susceptível a interferências externas, como correntes de ar. Por fim, é relevante destacar que esse método foi empregado no protótipo base (FERREIRA, 2023), que serviu como ponto de partida para o desenvolvimento deste trabalho.

Figura 13 – Balança de Precisão

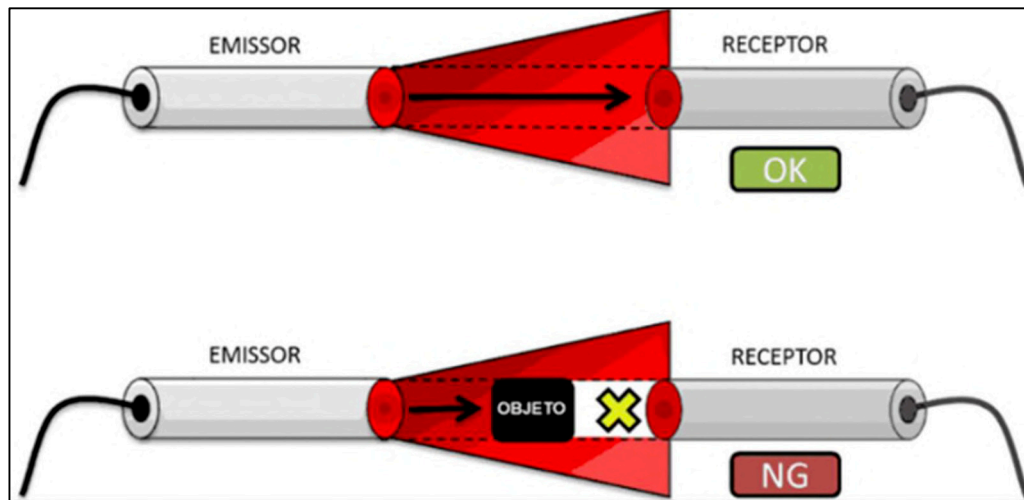


Fonte: Autoria Própria (2023)

- 5. Detecção por Sensores Ópticos:** Esse método baseia-se na propagação da luz para detecção de objetos. Os sensores ópticos são formados por dois componentes principais: a unidade emissora, responsável por emitir um feixe de luz, e a unidade receptora, encarregada de captar a luz emitida. Quando um objeto intercepta completamente o feixe luminoso, o sensor é ativado. O tipo de feixe de luz emitido pode variar conforme a necessidade de cada aplicação específica, podendo ser luz vermelha (precisão em objetos maiores), laser (itens menores), ou luz infravermelha (objetos transparentes) (BALLUFF, 2019). No âmbito deste trabalho, esse princípio é aplicado para detectar mudanças na luz ou refração causadas pela passagem das gotas de medicamento. A detecção ocorre quando o líquido passa entre o emissor e o receptor do sensor, captando a mudança na luz infravermelha e permitindo a contagem precisa das gotas. Essa técnica tem demonstrado eficácia, sendo já empregada em produtos comercializados, como exemplificado pelo protótipo PING desenvolvido na Universidade Federal da Paraíba (ASCOM, 2020). Esse dispositivo, com formato de disco e um orifício central para a adição de gotas, utiliza um sensor óptico para a detecção e realiza a emissão de um aviso

sonoro por meio de um buzzer sempre que uma gota é identificada (LINS, 2020). A Figura 14 ilustra o princípio de funcionamento de um sensor óptico.

Figura 14 – Princípio de Funcionamento do Sensor Óptico



Fonte: SILVEIRA (2017)

Em suma, a diversidade de métodos apresentados evidencia uma abordagem abrangente e adaptável aos desafios enfrentados na dosagem de medicamentos. Cada método possui vantagens e desvantagens, porém a verdadeira eficácia reside na integração dessas tecnologias, pois, ao combiná-las, é possível otimizar a precisão na dosagem e facilitar a adaptação às diferentes condições dos pacientes.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

No presente capítulo, será apresentada a essência do aprimoramento do protótipo, com a descrição detalhada da metodologia aplicada, dos materiais utilizados e das etapas adotadas no desenvolvimento do projeto.

3.1 Metodologia Aplicada

A metodologia aplicada para o desenvolvimento do protótipo neste trabalho compreendeu duas fases distintas, visando atingir os objetivos estabelecidos e avaliar a eficácia do dispositivo proposto. Inicialmente, na primeira fase, procedeu-se ao desenvolvimento e montagem do circuito elétrico destinado à contagem de gotas, utilizando o sensor óptico como componente central. Essa etapa foi seguida pela integração desse circuito com a estrutura já existente do protótipo base, notadamente o circuito de coleta de dados realizado pela balança de precisão. Além disso, foram implementadas melhorias no circuito de reprodução sonora das informações ao usuário, aprimorando a experiência de utilização em relação ao circuito desenvolvido por Ferreira (2023).

Na segunda fase, direcionou-se o foco para o estudo de uma amostra representativa de medicamentos, selecionados com base em sua relevância para a prática doméstica. O objetivo principal foi testar a eficácia do protótipo desenvolvido, além de mensurar a margem de erro associada à sua operação e avaliar a viabilidade do dispositivo para diferentes tipos de medicamentos. Durante esses testes, foram avaliadas a contagem precisa de gotas, a adaptação a diversas densidades de medicamentos e a resposta sonora transmitida ao usuário, permitindo assim uma análise criteriosa do desempenho do protótipo em diferentes situações.

3.2 Materiais Utilizados

Nesta seção, serão apresentados os materiais utilizados no desenvolvimento do protótipo. A Tabela 1 a seguir lista detalhadamente todos os componentes empregados, incluindo o seu preço unitário e total, evidenciando o baixo custo do protótipo em comparação a um conta gotas comercial disponível no mercado, que tem um custo significativo de 109 dólares (VERNIER, 2023). Em seguida, alguns dos principais materiais serão detalhados, proporcionando uma compreensão mais aprofundada de suas funções no contexto do protótipo.

Tabela 1 – Componentes utilizados

Material	Quantidade	Preço
Arduino Uno	1	R\$ 40,00
Balança (célula de carga + estrutura)	1	R\$ 30,00
Botão tipo "Push"	2	R\$ 3,00
Buzzer	1	R\$ 2,00
Jumpers diversos	-	-
Mini Alto Falante	1	R\$ 3,00
Módulo Dfplayer Mini	1	R\$ 25,00
Mini Funil	1	R\$ 3,50
Módulo HX711	1	R\$ 11,00
Protoboard	1	R\$ 20,00
Resistores 330 Ω	2	R\$ 0,30
Resistores 10 K Ω	2	R\$ 0,30
Sensor Óptico FC-03	1	R\$ 13,00
Total		R\$ 151,10

Fonte: Autoria Própria (2023)

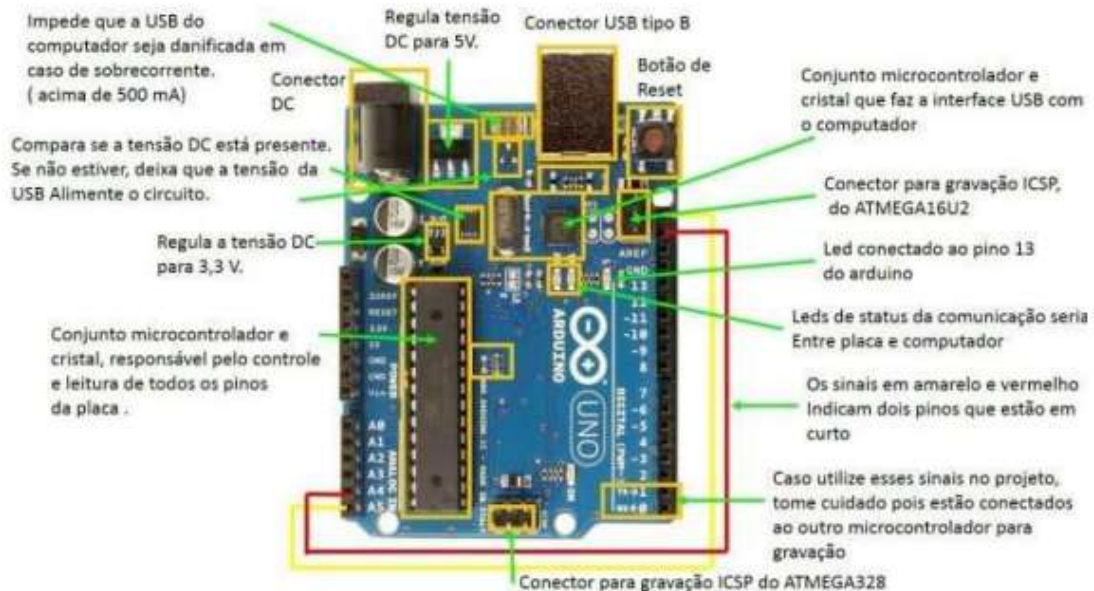
3.2.1 Microcontrolador Arduino

O Arduino é uma plataforma eletrônica de código aberto, que integra hardware e software em uma solução simples e acessível. O Arduino opera utilizando a linguagem de programação e o software Arduino (IDE), realizando leituras de entradas e convertendo-as em saídas por meio de instruções enviadas ao microcontrolador para processamento (OLIVEIRA et al, 2015). Destacando-se por sua acessibilidade econômica em comparação com outras plataformas de microcontroladores, o Arduino oferece a vantagem de ser suportado por diversos sistemas operacionais, proporcionando um ambiente de programação acessível e de fácil utilização.

Dentre as diversas placas Arduino disponíveis no mercado, destaca-se o Arduino UNO, uma opção popular com 14 pinos de entrada/saída digitais e 6 pinos analógicos, além de possuir conexão USB e conector DC para alimentação externa (ARDUINO, 2023). Devido à vasta biblioteca de funções de código aberto e à disponibilidade de *shields* específicos, como placas de bluetooth e módulos de sensores, o Arduino se apresenta como uma solução compacta e de

baixo custo para o desenvolvimento deste projeto. A Figura 15 ilustra detalhadamente os principais componentes do Arduino UNO.

Figura 15 – Componentes do Arduino UNO

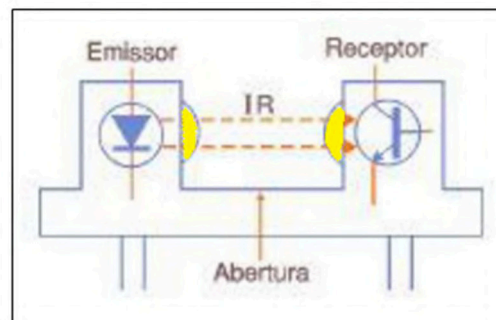


Fonte: Embarcados (2013)

3.2.2 Sensor Óptico Infravermelho (FC-03)

O sensor óptico consiste em um dispositivo eletrônico capaz de realizar a detecção de materiais sem necessidade de contato mecânico. Esses sensores são compostos por um emissor e um receptor, em que um feixe de luz é continuamente emitido pelo emissor e recebido pelo fotorreceptor alinhado. O princípio de funcionamento está associado à interrupção desse feixe de luz, ocasionando uma mudança de tensão no receptor, conforme ilustrado na Figura 16 (THOMAZINI, 2007).

Figura 16 – Sensor Óptico

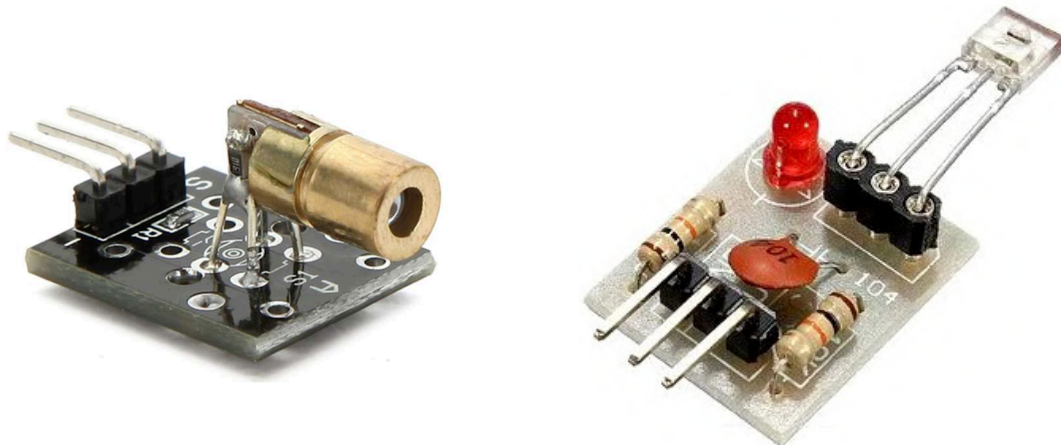


Fonte: MORAES (2012)

Os sensores ópticos, modulados em uma frequência específica, permitem ao receptor detectar apenas sinais com a mesma frequência do emissor, minimizando interferências causadas por outras fontes luminosas. Nesse contexto, os sensores com luz infravermelha, imperceptível ao olho humano, destacam-se por sua eficácia na detecção de diferentes objetos em diversas situações.

No âmbito deste trabalho, foram realizados testes com diferentes sensores ópticos para definir qual seria o mais adequado para a aplicação específica. Inicialmente, o Módulo Laser KY-008 foi testado em conjunto com um módulo receptor laser DS18B20 usando um fototransistor ISO203 (Figura 17), entretanto, esse sensor apresentou dificuldade em detectar as gotas devido à distância curta entre os módulos e a alta intensidade óptica, tornando as gotas incapazes de interromper seu feixe de luz. Além disso, o laser mostrou um elevado consumo de energia e aquecimento ao permanecer ligado por um período prolongado. Essa abordagem apresenta a necessidade do alinhamento lateral em dois eixos (x e y, sendo o eixo z a propagação) e alinhamento em dois ângulos do laser com o fototransistor. Processo esse que é bastante minucioso, e por esse motivo optou-se por novos testes empregando módulos integrados onde o transmissor e o receptor estejam já alinhados, como os mostrados nas figuras 18 e 19.

Figura 17 – Módulo Laser KY-008 e módulo receptor laser DS18B20.



Fonte: SMARTKITS (2023)

O segundo sensor testado foi o Módulo Sensor Óptico Reflexivo TCRT5000 (Figura 18), que opera por meio de um sistema de reflexão infravermelho. No entanto, nos testes realizados, este sensor mostrou-se capaz de detectar apenas gotas opacas, não conseguindo detectar com precisão gotas com certo grau de transparência, o que o tornou inadequado para a aplicação proposta.

Figura 18 – Módulo Sensor TCRT5000

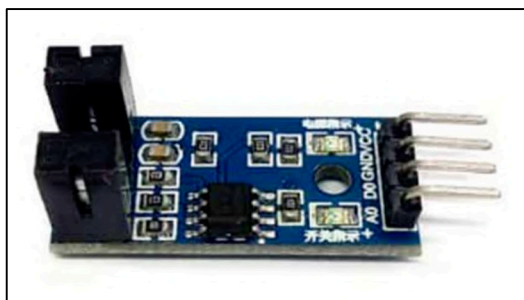


Fonte: INSTITUTO DIGITAL (2023)

Por fim, o Módulo Sensor Óptico FC-03 (Figuras 19 e 20) foi escolhido após demonstrar a maior eficácia dentre os demais testados, conforme será detalhado no próximo capítulo. Esse sensor é composto por um LED infravermelho, um fotodiodo infravermelho e um circuito integrado comparador LM393. O módulo apresenta duas saídas: uma analógica (A0), proporcionando uma leitura proporcional à intensidade da luz detectada, e uma digital (D0), indicando a presença ou ausência de interrupção do feixe de luz infravermelha.

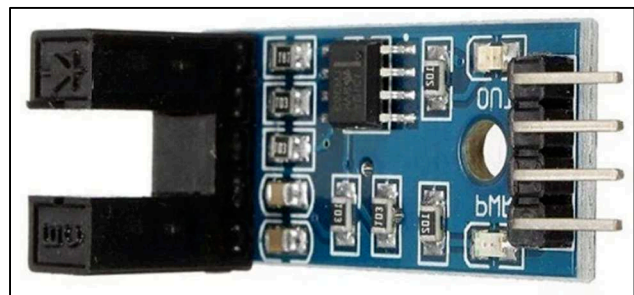
Adicionalmente, o módulo incorpora dois LEDs de sinalização, um para indicar o status ligado do sensor e outro para mostrar o estado da saída digital. No contexto deste projeto, a saída analógica foi a escolhida, devido à necessidade de alta sensibilidade para detectar gotas, e à ausência de um trimpot para ajustar a saída digital, o que inviabilizou sua utilização.

Figura 19 – Módulo FC-03 – Visão Lateral



Fonte: Autoria Própria (2023)

Figura 20 – Módulo FC-03 – Visão Superior



Fonte: Autoria Própria (2023)

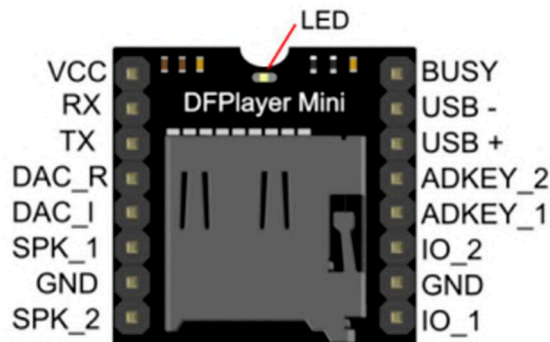
3.2.3 Módulo MP3 DFPlayer Mini

O Módulo MP3 DFPlayer Mini é um dispositivo compacto e versátil projetado para reprodução de arquivos de áudio em aplicações eletrônicas. Compatível com tensões entre 3,2V e 5,5V, o DFPlayer Mini é equipado com um leitor de cartão microSD com suporte para até 32

GB de armazenamento, organizando os dados de áudio por pasta, o módulo permite a criação de até 100 pastas, sendo que cada uma pode conter até 1000 arquivos de áudio.

Este módulo dispõe de recursos ajustáveis, como o volume em 30 níveis e equalização em 10 níveis diferentes, proporcionando flexibilidade na reprodução sonora. Com capacidade de decodificação de hardware para formatos MP3 e WMV, o DFPlayer Mini torna-se uma escolha popular em projetos que exigem funcionalidades de áudio. Sua interface de comunicação serial facilita a integração com microcontroladores, tornando-o uma escolha eficiente e de baixo custo para a implementação de efeitos sonoros em diversos contextos. A Figura 21 apresenta visualmente o módulo, destacando seus pontos de conexões.

Figura 21 – Módulo MP3 DFPlayer Mini



Fonte: Eletrogate (2022)

3.3 Desenvolvimento do Protótipo

Com o objetivo de aprimorar a tecnologia assistiva desenvolvida anteriormente, o presente trabalho adota um enfoque em três etapas distintas de desenvolvimento. A primeira fase compreende a criação e implementação do circuito do Sensor Óptico, visando significativamente aprimorar a contagem precisa de gotas. Essa inovação tem o propósito de proporcionar maior sensibilidade e eficácia na detecção do número de gotas para diferentes medicamentos, superando as limitações do método anterior.

Na segunda etapa, foi realizada a integração do circuito recém-desenvolvido com o protótipo base, que utilizava uma balança de precisão para medição. Essa integração visa reduzir o erro percentual apresentado pelo protótipo anterior na medição do volume, proporcionando uma análise mais abrangente através de uma dupla verificação, utilizando os resultados obtidos pelo sensor óptico para otimizar os dados obtidos pela balança, o que contribui significativamente para uma medição mais precisa e confiável.

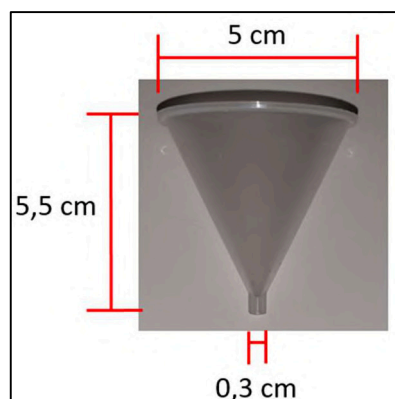
Por fim, a terceira etapa envolve o aperfeiçoamento do circuito de reprodução sonora dos resultados por meio da otimização do banco de dados. Nesse contexto, busca-se aprimorar a eficiência do armazenamento e recuperação de dados, com o objetivo de reduzir os atrasos apresentados anteriormente no intervalo de reprodução entre os áudios e, conseqüentemente, diminuir o tempo total de reprodução dos resultados.

O Anexo 1 apresenta o esquemático completo do protótipo aprimorado, oferecendo uma visão detalhada das interconexões e dos componentes utilizados. A seguir, cada uma das etapas de desenvolvimento do projeto será detalhada.

3.3.1 Desenvolvimento e Integração do Circuito de Coleta de Dados

Nesta fase do projeto, buscou-se aprimorar a precisão e eficiência na dosagem a partir da inclusão do sensor óptico no circuito de coleta de dados. Inicialmente, com o objetivo de aumentar a área de aplicação da gota e facilitar o manuseio do equipamento por deficientes visuais, um funil foi incorporado ao projeto, como mostrado na Figura 22, proporcionando uma distribuição mais uniforme e posicionamento preciso das gotas no sensor óptico e sobre a balança. Ademais, é crucial salientar a complexidade envolvida na escolha do funil, primeiramente devido a geometria, onde a ponta deve casar em dimensões com o espaçamento do sensor óptico. Em alguns funis ocorreram a separação de uma única gota em mais de uma, enquanto em outros apresentaram aderência do líquido ao material da parede. Devido à finalidade específica do dispositivo é inviável empregar produtos químicos para prevenir tal aderência (hidrofobia). A solução apresentada abaixo foi encontrada através de testes individuais realizados em diferentes tipos de funil. O funil empregado foi adquirido em loja especializada em produtos médicos e farmacêuticos. De forma a evitar o acúmulo de líquido na extremidade, o bico foi encurtado.

Figura 22 – Mini Funil utilizado



Fonte: Autoria Própria (2023)

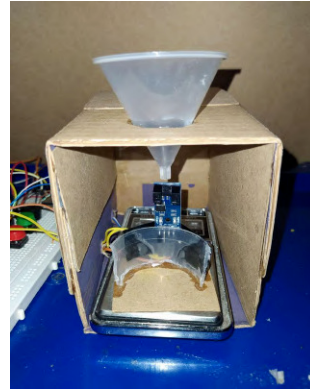
Para viabilizar a integração física entre o sensor e a balança, bem como permitir a realização dos testes do protótipo, foi desenvolvida uma estrutura que otimiza o posicionamento do sensor em relação à saída do funil e à área de medição da balança, conforme ilustrado nas Figuras 23 e 24.

Figura 23 – Estrutura – Visão Lateral



Fonte: Autoria Própria (2023)

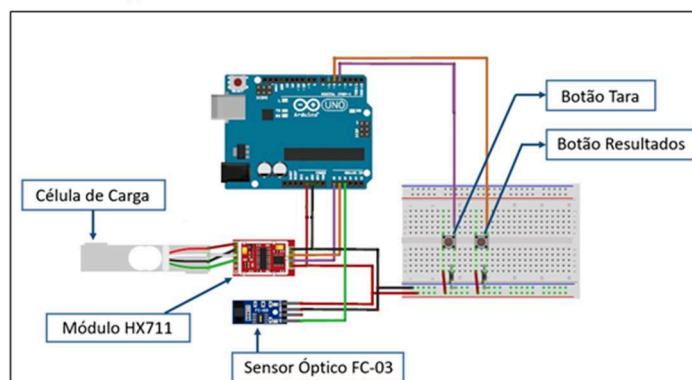
Figura 24 – Estrutura – Visão Frontal



Fonte: Autoria Própria (2023)

No que tange às conexões eletrônicas do projeto, para o sensor óptico foram utilizados três pinos, sendo um de alimentação, um GND e um de saída analógica, todos conectados diretamente ao Arduino. Em relação à balança de precisão, conforme desenvolvido por Ferreira (2023), o módulo HX711 foi integrado à estrutura interna da balança (célula de carga) com o intuito de realizar a conexão e troca de dados entre a balança e o Arduino, sendo programado para realizar a leitura contínua dos dados medidos. Por fim, foram mantidos dois botões para acionamento das funcionalidades do protótipo, sendo o botão conectado ao pino 4 do Arduino responsável por realizar a tara da balança, iniciar a leitura do sensor óptico e restaurar as variáveis ao seu estado inicial. Enquanto, o botão no pino 5 atua na reprodução sonora dos resultados já coletados e processados. O esquemático elétrico completo, apresentado na Figura 25, ilustra as interconexões entre os componentes mencionados.

Figura 25 – Esquemático Elétrico do Circuito de Coleta de Dados



Fonte: Autoria Própria (2023)

No âmbito do software, ambos os sensores foram programados para coletar os dados simultaneamente. Enquanto o sensor óptico realiza a contagem de gotas, a balança efetua a medição de peso sempre que uma quantidade de medicamento é adicionada. Utilizando os dados coletados pelo sensor óptico e as medições de peso da balança, foi possível calcular de maneira mais precisa o peso unitário de uma gota para cada medicamento. Com essa informação em mãos, optou-se por empregar os coeficientes de peso e volume previamente obtidos por Ferreira (2023, p.35). Os medicamentos foram então agrupados em quatro categorias principais de acordo com o peso unitário das gotas. Para cada grupo, foi adotado um coeficiente médio para o cálculo do volume, buscando uma aproximação mais efetiva do resultado final, conforme apresentado na Tabela 2.

Tabela 2 – Categorias para Cálculo do Volume

Nome Genérico	Peso (g) para cada 1 ml	Peso (g) por gota	Faixa de Referência
Expectorante	0,97	<0.04	0,97
Colírio	0,95		
Dexametasona	1,31		
Diclofenaco	0,94		
Vitamina B12	0,95		
Vitamina D	0,69		
Dipirona	1,18	<0.05	1,12
Antiespasmódico A	1,05		
Anti-histamínico A	0,95	<0.06	1,26
Nimesulida	1,42		
Simeticona (Antigases)	1,55		
Paracetamol	1,27		
Vitamina C	1,11		
Ibuprofeno	1,05	≥0.06	1,03
Sulfato ferroso	1,02		

Fonte: Autoria Própria (2023)

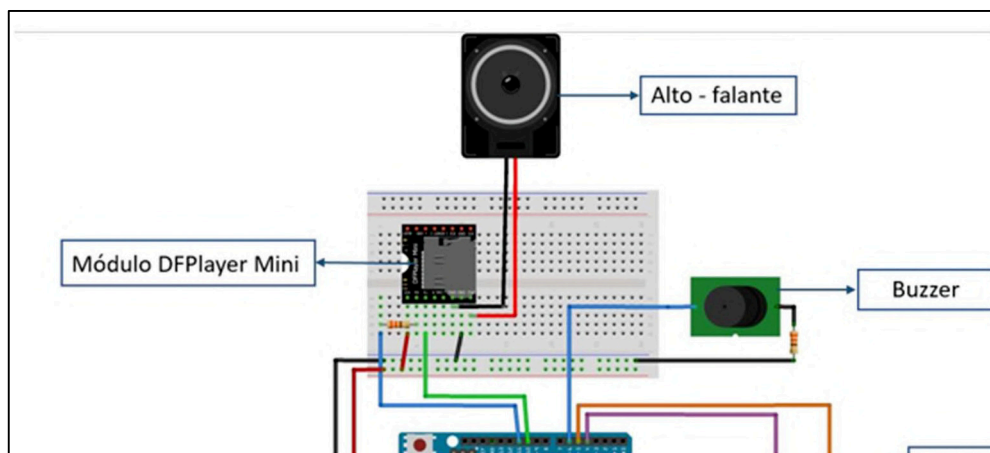
O agrupamento foi realizado com a intenção de explorar a hipótese de que um peso unitário mais elevado de gotas poderia indicar uma tendência a uma maior densidade do medicamento. Contudo, é importante ressaltar que essa hipótese está sujeita a diversas variáveis, e para uma validação mais robusta seria necessário um número significativo de amostras. Observa-se que, nos três primeiros agrupamentos, houve um aumento médio na densidade à medida que o peso unitário das gotas aumentou. No entanto, o último agrupamento não seguiu esse padrão. Mesmo assim, ele foi mantido para abranger situações em que a

contagem precisa de cada gota não é viável. Nestes casos, se a gota não é contada com precisão, o peso médio unitário tende a aumentar, fazendo com que o medicamento se enquadre no quarto agrupamento. Dessa forma, seria aplicado para essas situações específicas o coeficiente padrão de 1,03 apresentado anteriormente na Tabela 2.

3.3.2 Otimização do Circuito de Reprodução Sonora e Armazenamento de Dados

O circuito em questão foi inicialmente concebido por Ferreira (2023) como um circuito eletrônico destinado à reprodução de efeitos sonoros para o usuário. Esse circuito compreende um buzzer e um módulo DFPlayer Mini, conforme apresentado na Figura 26. O módulo MP3 DFPlayer Mini opera em conjunto com um alto-falante de 0,5 Watts, responsável pela reprodução dos arquivos de áudio. O sistema foi projetado para fornecer uma resposta sonora ao usuário, indicando, de maneira audível, as diferentes quantidades de medicamento adicionadas ao dispositivo.

Figura 26 – Circuito de Reprodução Sonora de Dados



Fonte: Ferreira (2023)

No contexto deste trabalho, o sistema foi objeto de aprimoramentos, visando otimizar sua eficiência e a experiência do usuário. Duas melhorias significativas foram implementadas:

1. O buzzer foi reprogramado para operar exclusivamente com o sensor óptico, atuando sempre que uma gota é detectada, proporcionando assim uma resposta mais rápida ao usuário. Essa modificação visa tornar a interação sonora mais sincronizada com as dosagens de gotas.

2. Os arquivos de áudio foram reorganizados em conjuntos maiores, com o intuito de reduzir os atrasos anteriormente observados no intervalo de reprodução entre as palavras. Essa otimização visa diminuir o tempo total de reprodução dos resultados, tornando a experiência mais fluida para o usuário.

No que diz respeito ao software, o buzzer é programado para emitir sinais sonoros com durações variadas, proporcionando uma resposta audível dinâmica. Quando há a detecção de múltiplas gotas pelo sensor óptico em rápida sucessão, a duração do som é ajustada para criar uma reprodução com duração mais contínua, oferecendo assim uma representação sonora fluente da velocidade de gotejamento. Quanto ao módulo DFPlayer Mini, este foi programado para reproduzir áudios pré-gravados, levando em consideração as variáveis coletadas pelo Arduino. A comunicação entre o Arduino e o DFPlayer Mini ocorre por comunicação serial via protocolo UART. Assim, sempre que o botão é pressionado, o módulo reproduz os áudios correspondentes ao volume e à quantidade de gotas adicionadas ao dispositivo desde o seu acionamento. Por fim, vale destacar que todos os arquivos de áudios utilizados neste trabalho foram gerados utilizando a plataforma online *Sound of Text* (SOUND OF TEXT, 2015).

Após a implementação dessas melhorias, procedeu-se aos testes do protótipo. O Anexo 2 apresenta o repositório gerado durante o desenvolvimento do projeto, contendo o código-fonte desenvolvido e os links para os vídeos dos testes de funcionalidade efetuados.

4 RESULTADOS OBTIDOS

Para a avaliação dos resultados do protótipo, foram empregadas as mesmas 15 amostras de medicamentos previamente selecionadas por Ferreira (2023), objetivando uma comparação direta dos resultados obtidos nas duas versões do dispositivo. Com o propósito de avaliar a viabilidade do protótipo e garantir a sua confiabilidade, um teste foi conduzido para cada uma das 15 substâncias da amostra de medicamentos, conforme elencados na tabela 2. Cada teste consistiu em uma única execução, utilizando uma quantidade fixa de 40 gotas. Vale ressaltar que esses testes foram realizados nas mesmas condições de velocidade e pressão em todas as repetições.

No teste de contagem de gotas, os resultados demonstraram uma melhoria significativa com a implementação do sensor óptico em comparação ao método anterior. Todos os medicamentos testados apresentaram uma contagem satisfatória, reduzindo os erros percentuais anteriormente encontrados, atribuindo essa melhoria diretamente ao desempenho do sensor óptico. Os dados individuais dos resultados da contagem de gotas para cada medicamento, incluindo também os dados do protótipo de Ferreira (2023) para fins de comparação, estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Resultados dos Testes de Contagem de Gotas pelo Sensor Óptico

Nome Genérico	Gotas dosadas	Gotas medidas	Erro (%)	Erro (%) - Ferreira (2023)
Dexametasona	40	40	0,00%	40,00%
Diclofenaco	40	40	0,00%	40,00%
Ibuprofeno	40	40	0,00%	80,00%
Nimesulida	40	40	0,00%	0,00%
Sulfato ferroso	40	40	0,00%	120,00%
Vitamina B12	40	40	0,00%	40,00%
Dipirona	40	39	2,50%	20,00%
Anti-histamínico A	40	39	2,50%	0,00%
Simeticona (Antigases)	40	39	2,50%	0,00%
Paracetamol	40	38	5,00%	0,00%
Vitamina C	40	38	5,00%	0,00%
Antiespasmódico A	40	37	7,50%	20,00%
Expectorante	40	37	7,50%	60,00%
Vitamina D	40	36	10,00%	40,00%
Colírio	40	35	12,50%	40,00%
Média	40	38,53	3,67%	33,33%

Fonte: Autoria Própria (2023)

Como pode ser visto, o erro percentual médio foi de 3,67%, uma significativa redução em comparação ao protótipo anterior, no qual o erro médio era de 33,33%. Embora essa melhoria seja notável, é importante destacar que pequenos erros ainda ocorreram, devido a um subdimensionamento do sensor em detectar algumas gotas, especialmente em relação a medicamentos com um alto grau de transparência, como é o caso do colírio. Adicionalmente, é relevante salientar que as causas dos erros são distintas: enquanto o método atual é diretamente influenciado pela transparência do medicamento, o método anterior, utilizado por Ferreira (2023), era majoritariamente impactado pela sua densidade.

Em relação à medição de volume, novos resultados foram alcançados a partir da adoção das quatro categorias de agrupamentos. Observou-se que quatro dos medicamentos testados ainda exibiram valores discrepantes acima do limite aceitável, resultando em um erro percentual variando entre 0,07% e 35,42%, com um erro percentual médio de 10,53%. Essa margem de erro está associada às diversas variações nas características físicas dos medicamentos, como densidade e viscosidade. No entanto, os resultados globais mostraram uma melhoria considerável em comparação com o protótipo anterior, que apresentava um erro percentual médio de 14,74%, destacando uma evolução na precisão das medições com a implementação da nova abordagem. Os dados individuais das medições de volume para cada medicamento, incluindo também os dados do protótipo de Ferreira (2023) para efeitos comparativos, estão apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 – Resultados dos Testes de Medição do Volume

Nome Genérico	Erro (%)	Erro (%) - Ferreira (2023)
Expectorante	0,07%	0,97%
Paracetamol	0,80%	16,51%
Sulfato ferroso	1,02%	6,42%
Colírio	1,52%	11,00%
Ibuprofeno	1,94%	3,67%
Vitamina B12	2,31%	12,84%
Diclofenaco	2,83%	13,76%
Dipirona	5,52%	8,25%
Antiespasmódico A	6,04%	3,67%
Vitamina C	11,89%	1,83%
Nimesulida	12,77%	30,27%
Simeticona (Antigases)	22,73%	42,20%
Anti-histaminico A	24,42%	12,84%
Vitamina D	28,67%	36,69%
Dexametasona	35,42%	20,18%
Erro Percentual Médio	10,53%	14,74%

Fonte: Aatoria Própria (2023)

No que diz respeito à reprodução sonora dos resultados, as otimizações implementadas resultaram em avanços significativos. Houve uma redução no atraso de sincronização do aviso sonoro emitido pelo Buzzer, além de uma diminuição considerável nos intervalos entre as falas dos áudios reproduzidos, refletindo em um tempo total de reprodução substancialmente reduzido. Essas otimizações aprimoraram consideravelmente a fluidez e eficácia na comunicação com o usuário.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O desenvolvimento do protótipo de tecnologia assistiva para dosagem de medicamentos líquidos representou um avanço significativo na busca por soluções inovadoras na área da saúde. Ao longo deste trabalho, foram implementadas melhorias substanciais no projeto original, contribuindo para a eficiência e precisão do dispositivo. O produto final deste trabalho demonstrou ser uma solução viável e de acessível para o auxílio aos portadores de necessidades especiais.

Os benefícios advindos dessas melhorias são notáveis, especialmente no que diz respeito à contagem de gotas. Com a integração do sensor óptico, foi possível aprimorar a coleta de dados, proporcionando resultados mais precisos e consistentes em relação ao protótipo anterior desenvolvido por Ferreira (2023). A otimização da comunicação entre o sensor óptico FC-03 e a balança, aliada à estrutura física desenvolvida para essa integração, contribuiu significativamente para uma coleta de dados efetiva.

No tocante à medição de volume, embora alguns medicamentos tenham apresentado margens de erro, os resultados foram superiores em comparação com o protótipo anterior. As variações nas propriedades físicas dos medicamentos, como a densidade e viscosidade, impactam diretamente a precisão da medição, destacando a necessidade contínua de ajustes no sistema e da realização de um estudo mais aprofundado com uma amostra maior de dados. Entretanto, é importante destacar que, em casos nos quais os pacientes fazem uso contínuo do mesmo medicamento, seria possível personalizar o dispositivo para o medicamento padrão já conhecido, o que poderia contribuir para a mitigação dessas variações, proporcionando uma experiência mais precisa e adaptada às necessidades individuais de cada paciente.

A reprodução sonora dos resultados também experimentou melhorias consideráveis. A redução significativa nos atrasos e o aprimoramento na sincronização entre o buzzer e a dosagem do medicamento contribuíram para uma comunicação mais fluida e eficaz com o usuário. Sendo assim, apesar dos desafios inerentes à diversidade de medicamentos e suas propriedades específicas, os resultados obtidos demonstraram avanços em todos os testes realizados.

Para futuras melhorias, sugere-se a continuidade do aprimoramento do sistema, priorizando a criação de um banco de dados que permita a personalização do dispositivo para medicamentos frequentemente utilizados pelo usuário. Esse banco de dados seria uma ferramenta valiosa para sanar possíveis variações nos volumes obtidos devido às propriedades

físicas dos medicamentos, proporcionando uma experiência mais precisa e adaptada às necessidades individuais. Adicionalmente, um segundo aprimoramento consiste na confecção de todo o protótipo em uma placa de circuito impresso, eliminando o uso de protoboards. Essa modificação não apenas reduzirá significativamente os custos de produção e reprodução, mas também minimizará problemas de mal contato, proporcionando maior confiabilidade ao dispositivo. Além disso, a transição para uma placa de circuito impresso facilitará o manuseio por parte dos usuários com deficiência visual, contribuindo para uma experiência mais acessível e eficiente.

Em síntese, este trabalho não apenas representa um avanço na tecnologia assistiva anteriormente desenvolvida, mas também evidencia a importância da inovação contínua e do aprimoramento constante para atender às necessidades específicas dos usuários.

O desenho esquemático completo e os códigos fontes foram postados no site <https://github.com> (SANTOS, 2023a), o vídeo do teste de funcionalidade do protótipo foi postado no youtube (SANTOS, 2023b). Os códigos fontes encontram-se também em detalhe no anexo 2 deste trabalho.

REFERÊNCIAS

ALVES, M. D. F., PEREIRA, G. V., & VIANA, M. A. P. **Tecnologia assistiva na perspectiva de educação inclusiva: o ciberespaço como locus de autonomia e autoria.**

Laplage em Revista, 2017. Acesso em 15 de novembro de 2023.

ANSEL, H.C.; POPOVICH, N.G.; ALLEN JR, L.V.; **Farmacotécnica: Formas Farmacêuticas e Sistemas de Liberação de fármacos.** 6. ed. São Paulo. Premier. 2000.

Acesso em 20 de outubro de 2023.

ARANHA, Maria Salete Fábio. **Educação Inclusiva: a escola.** V.3. Brasília: MEC/SEESP, 2004. Acesso em 02 de março de 2023.

ARRAIS, P. S. D.; BRITO, L. L.; BARRETO, M. L.; COELHO, H. L. L. **Prevalência e fatores determinantes do consumo de medicamentos no Município de Fortaleza, Ceará, Brasil.** Caderno de Saúde Pública, Rio de Janeiro, v.21, n.6, p.1737-1746, nov. /dez. 2005.

Acesso em 06 de julho de 2023.

ASCOM/UFPB. **Pesquisadores da UFPB criam conta-gotas inédito para deficientes visuais.** 2020. Disponível em: <https://www.ufpb.br/ufpb/contents/noticias/pesquisadores-da-ufpb-criam-conta-gotas-inedito-para-deficientes-visuais>. Acesso em 20 de agosto de 2023.

BERSCH, R. (2017). **Introdução à Tecnologia Assistiva. Assistiva - Tecnologia e Educação.** Porto Alegre, RS. Acesso em 27 de novembro de 2023.

BOURNE, R. R. A., et al. (2021). **The Lancet Global Health**, 9, e130–e143. Published Online December 1, 2020. [https://doi.org/10.1016/S2214-109X\(20\)30425-3](https://doi.org/10.1016/S2214-109X(20)30425-3). Acesso em 07 de agosto de 2023.

BRASIL. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Vigilância Sanitária e Escola: parceiros na construção da cidadania/** Agência Nacional de Vigilância Sanitária. – Brasília: Anvisa, 2008. Acesso em 18 de setembro de 2023.

BRASIL. **Ata da VII reunião do comitê de ajudas técnicas** – Coordenadoria Nacional para Integração da Pessoa Portadora de Deficiência. Secretaria Especial dos Direitos Humanos. Presidência da República. 2007. Disponível em:
https://www.assistiva.com.br/Ata_VII_Reunião_do_Comite_de_Ajudas_Técnicas.pdf. Acesso em 01 de novembro de 2023.

BRASIL. **Decreto Nº 5.296 de 02 de dezembro de 2004**. Brasília: Casa Civil - Subchefia para Assuntos Jurídicos, 2004. Disponível em:
https://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_ato2004-2006/2004/decreto/d5296.htm. Acesso em 01 de novembro de 2023.

BRASIL. Lei n. 13.146/2015 de 06 de julho de 2015. **Institui a Lei Brasileira de Inclusão da Pessoa com Deficiência. (Estatuto da pessoa com deficiência)**. Brasília: Presidência da República, 2015. Disponível em: http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/_ato2015-2018/2015/lei/113146.htm. Acesso em 30 de setembro de 2023.

BRUMER, A., Pavei, K., & MOCELIN, D. G. (2004). **Saindo da "escuridão": perspectivas da inclusão social, econômica, cultural e política dos portadores de deficiência visual em Porto Alegre**. Sociologias, 11, <https://doi.org/10.1590/S1517-45222004000100013>. Acesso em 25 de maio de 2023.

CEJAM. **Facilitador dorsal aprimora função manual**. 03 de abril de 2017. Disponível em:
<https://cejam.org.br/noticias/facilitador-dorsal-aprimora-funcao-manual>. Acesso em 27 de novembro de 2023.

CRAFT, D.H. **Sensory imparments**. In: WINNICK, J.P. (Ed.). Adapted physical education and sports. Illinois: Human Kinectics Books, 1990. Acesso em 07 de julho de 2023. Acesso em 05 de agosto de 2023.

DATAFOLHA. CFF. **Uso de medicamentos**. Brasília: 2019.84p. Disponível em:
https://www.cff.org.br/userfiles/file/Uso%20de%20Medicamentos%20-%20Relat%c3%b3rio%20_final.pdf. Acesso em 11 de julho de 2023. Acesso em 11 de setembro de 2023.

FERNANDES, Suely. **Fundamentos para Educação Especial**. Curitiba: Ibpex, 2003. Acesso em 02 de março de 2023.

FERREIRA, Matheus Alexandrino. **Desenvolvimento de tecnologia assistiva para dosagem de medicamentos líquidos**. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Elétrica) – Instituto Federal de Educação da Paraíba, 2023. Acesso em 27 de setembro de 2023.

G1 CEARÁ. **'Duvidavam que eu pudesse cuidar dos meus filhos', diz mãe cega**. 2015. Disponível em: <https://g1.globo.com/ceara/noticia/2015/05/duvidavam-que-eu-pudesse-cuidar-dos-meus-filhos-diz-mae-cega.html>. Acesso em: 20 de dezembro de 2022.

GAUDENZI, Paula; ORTEGA, Francisco. **Problematizando o problema da deficiência a partir das noções de autonomia e normalidade**, Rio de Janeiro, jun. 2016. Acesso em 11 de março de 2023.

GITHUB. **Aprimoramento de Tecnologia Assistiva para Contagem de Gotas**. 2023. Disponível em: <https://github.com/Chayanne-Santos/Aprimoramento-de-Tecnologia-Assistiva-para-Contagem-de-Gotas>. Acesso em: 26 de dezembro de 2023.

INSTITUTO DIGITAL. **Módulo Sensor Óptico Reflexivo TCRT5000**. 2023. Disponível em: <https://www.institutodigital.com.br/produto/modulo-sensor-optico-reflexivo-tcrt5000/>. Acesso em: 12 de dezembro de 2023.

JOAQUÍN R. B.; GAMO, M.J.O. **Manual para la correcta redacción de la prescripción médica**. La Revista O.F.I.L., v. 9, 2ª época, n.4, p 23-29, 1999. Acesso em 20 de outubro de 2023.

KLAASSEN, C.D. (1985) **Princípios de toxicologia**. In: Gilman, A.G., et al., Eds., Goodman e Gilman: As Bases Farmacológicas da Terapêutica, 7th Edition, Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1045-1052. Acesso em 06 de julho de 2023.

LENZ, W. **Thalidomide: facets and inferences**. In: Laporte, J.R.; Tognoni, G.; Rosenfeld, S. Epidemiologia do medicamento: princípios gerais. São Paulo: HUCITEC-ABRASCO, 1989. p. 43-55. Acesso em 11 de setembro 2023.

MARTA, G. **De****Aciência visual**. Cadernos da tv escola, MEC. Secretaria de Educação a Distância., 2000. Citado na página 15. Acesso em 25 de maio de 2023.

MAZZARO, J. L. **Políticas para inclusão educacional: o professor e o aluno com baixa visão**. Revista@ambienteEducação, São Paulo, v. 1, n. 2, p. 40-55, ago. /dez. 2008. Acesso em 13 de maio de 2023.

MOTTA, Thalita Cunha. M921t Tecnologias assistivas. / Thalita Cunha Motta, — 2022. 99 f.; 30cm. **Guia (Projeto Instrucional – Especialização em Educação Inclusiva)**. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Rio Grande do Norte, Natal (RN), 2022. Acesso em 30 de setembro de 2023.

NASCIMENTO, Jucilene Dos Anjos. **INCLUSÃO DE ALUNOS ESPECIAIS NO SISTEMA DE ENSINO: Refletindo sobre as possibilidades e desafios do cotidiano /** Jucilene Dos Anjos Nascimento. - João Pessoa, 2019. Acesso em 23 de fevereiro de 2023.

ORGANIZAÇÃO DAS NAÇÕES UNIDAS PARA A EDUCAÇÃO, A CIÊNCIA E A CULTURA. Declaração de Salamanca sobre Princípios, Política e Práticas na área das necessidades educativas especiais. Brasília: UNESCO, 1994. Acesso em 13 de maio de 2023.

PINTO, S.; BARBOSA, C.M.; **Medicamentos Manipulados em Pediatria: Estado Actual e Perspectivas Futuras**. ArchiMed. Vol. 22, Nº 2/3. 2008.

SANTOS, Chayanne, **Aprimoramento de Tecnologia Assistiva**. Youtube. 2023a. Disponível em: <https://youtu.be/eyHqEvfFRAo>. Acesso em: 26 de dezembro de 2023.

SANTOS, Chayanne, **Aprimoramento de Tecnologia Assistiva para Contagem de gotas**. Github, 2023b. Disponível em: <https://github.com/Chayanne-Santos/Aprimoramento-de-Tecnologia-Assistiva-para-Contagem-de-Gotas>. Acesso em: 26 de dezembro de 2023.

SILVA, Otto Marques Da. **A epopeia ignorada: a pessoa deficiente na história do mundo de ontem e de hoje**. CEDAS, São Paulo: 1987. Acesso em 10 de fevereiro de 2023.

SKELLEY EG. **Medicação e matemática na enfermagem**. São Paulo: Editora Pedagógica e Universitária Ltda; 1997. Acesso em 23 de outubro de 2023.

SMARTKITS. **Módulo Laser KY-008 / módulo receptor laser**. 2023. Disponível em: <https://www.smartkits.com.br/>. Acesso em: 12 de dezembro de 2023.

SOUND OF TEXT. **Sound of Text**. 2015. Disponível em: <https://soundoftext.com/>. Acesso em 23 de novembro de 2023.

TASSISTIVA. **Auxílio para vida diária**. tassistiva.blogspot.com, 2013. Disponível em: <https://tassistiva.blogspot.com/2013/11/auxilio-para-vida-diaria.html>. Acesso em 15 de novembro de 2023.

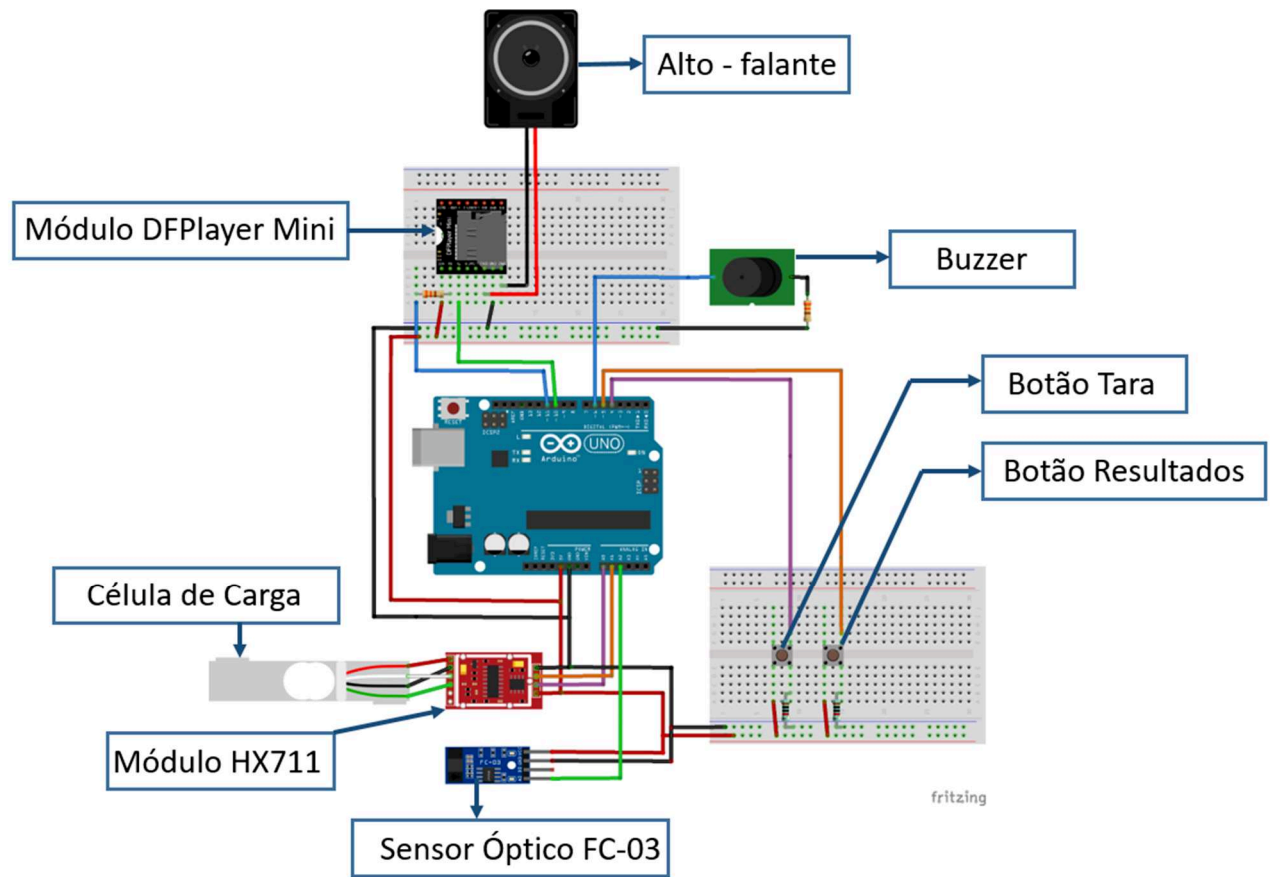
UFRGS. **Projeto da UFRGS cria pranchas de comunicação alternativa para pacientes internados**. 31 de março de 2020. Disponível em: <https://www.ufrgs.br/coronavirus/base/projeto-da-ufrgs-cria-pranchas-de-comunicacao-alternativa-para-pacientes-internados/>. Acesso em 27 de novembro de 2023.

VELOSO, I. R., TELES Filho, P. C. P., DURÃO, M. A. S. **Identificação e análise de erros no preparo de medicamentos em uma unidade pediátrica hospitalar**. Revista Gaúcha de Enfermagem, 2011 [citado em 06 jan 2018]; 32(1):93-9. Disponível em: <http://www.scielo.br/prc>. Acesso em 23 de outubro de 2023.

VERNIER. **Drop Counter**. 2023. Disponível em: <https://www.vernier.com/product/drop-counter/>. Acesso em: 08 de dezembro de 2023.

YOUNG, Nicole S. **Tutorial: Water Drop Photography with the Pluto Trigger**. 2021. Disponível em: <https://nicolesy.com/2021/06/08/pluto-trigger-waterdrops/>. Acesso em: 15 de dezembro de 2023.

ANEXO 1 – DESENHO ESQUEMÁTICO COMPLETO DO PROTÓTIPO



ANEXO 2 – CÓDIGO-FONTE

Repositório Digital:

<https://github.com/Chayanne-Santos/Aprimoramento-de-Tecnologia-Assistiva-para-Contagem-de-Gotas>

Código-Fonte:

```

1 // INCLUSÃO DE BIBLIOTECAS
2 #include <Btn.h>
3 #include "SoftwareSerial.h"
4 #include "DFRobotDFPlayerMini.h"
5 #include <HX711_ADC.h>
6
7 // DEFINIÇÕES
8 #define pinRx 10 //Receptor MP3
9 #define pinTx 11 //Transmissor MP3
10 #define volumeMP3 30 //Volume Máximo
11 #define pinBuzzer 6 //Pino Buzzer
12 #define pinBtn1 4 //Botão Tara
13 #define pinBtn2 5 //Botão Resultado
14 #define pinHX_DT A0 // Pino HX711(Azul)
15 #define pinHX_SCK A1 //Pino HX711(Branco)
16 #define pinSensor A3 //Sensor Óptico
17
18 //VARIÁVIES
19 int gotas=0;
20 int gotasOLD=0;
21 float volume=0;
22 float peso=0;
23 float pesogota=0;
24 float calibracao=5732.34;
25 unsigned long t = 0;
26
27 // DECLARAÇÃO DE OBJETOS
28 SoftwareSerial playerMP3Serial(pinRx, pinTx);
29 DFRobotDFPlayerMini playerMP3;
30 HX711_ADC LoadCell(pinHX_DT, pinHX_SCK);
31
32 Btn bot1 = new Btn(pinBtn1); //Botão Start - Faz a tara e inicia a contagem
33 Btn bot2 = new Btn(pinBtn2); //Botão Resultado - Informa o resultado
34

```

```
35  void setup() {
36
37      Serial.begin(9600);
38      playerMP3Serial.begin(9600);
39
40      pinMode(pinBtn1, INPUT);
41      pinMode(pinBtn2, INPUT);
42      pinMode(pinSensor, INPUT);
43      pinMode(pinBuzzer, OUTPUT);
44
45      LoadCell.begin(); //Iniciando Balanca
46      LoadCell.start(2000, true);
47      if (LoadCell.getTareTimeoutFlag()) {
48          Serial.println("Falha ao iniciar balança - Verifique os pinos");
49          while (1);
50      }
51      else {
52          LoadCell.setCalFactor(calibracao);
53          Serial.println("Balanca ligada");
54      }
55      Serial.println();
56
57      Serial.println(F("Iniciando Módulo MP3...")); //Iniciando MP3
58      if (!playerMP3.begin(playerMP3Serial)) { //
59          Serial.println(F("Falha ao iniciar MP3:"));
60          Serial.println(F("1.Confira as conexões!"));
61          Serial.println(F("2.Confira o cartão SD!"));
62          while(true){
63              delay(0);
64          }
65      }
66      Serial.println(F("DFPlayer ligado!"));
67
68      //Configurações iniciais
69      playerMP3.setTimeout(500);
70      playerMP3.volume(volumeMP3); // Volume no máximo
71      playerMP3.EQ(0); // Equalizacao normal
72
73      playerMP3.playFolder(6, 1); //Iniciar Dosagem
74      delay(2000);
75
76 }
```

```


77
78 void loop() {
79
80     //Coleta de dados pela balança
81     static boolean newDataReady = 0;
82     if (LoadCell.update()) newDataReady = true;
83
84     if (newDataReady) {
85         peso = LoadCell.getData(); //Peso = Valor Balança
86         Serial.println(peso);
87         newDataReady = 0;
88     }
89
90     //Coleta de dados pelo sensor óptico
91     if(analogRead(pinSensor)>200) { //Se gota, então +1
92         gotas++;
93         delay(10); //Delay mínimo evitar contagem dupla
94     }
95
96     if(gotas>(gotasOLD)) { //Se gota, então buzzer ligado
97         tone(pinBuzzer,450);
98         gotasOLD = gotas;
99         t=millis();
100    }
101
102    if(millis()> t+200) { //Após 200ms, buzzer desligado
103        noTone(pinBuzzer); // Tempo d buzzer é 200ms
104    }
105
106    bot1.clique(tara); //Botão Tara
107    bot2.clique(resultado); //Botão Resultado
108
109 }
110
111 void tara () { //Função Tara
112     gotas=0;
113     gotasOLD=0;
114     volume=0;
115     LoadCell.tareNoDelay();
116     playerMP3.playFolder(6, 1); // Iniciar Dosagem
117     delay(1500);
118 }
119

```

```

120 void resultado () { //Função Resultado - Calcula e Reproduz o resultado
121
122     pesogota = peso/gotas; //Calcula o peso unitário de uma gota
123
124     if (pesogota<0.04) { //Se menor que 0.04, então 1ml = 0.97g
125         volume = peso*0.97;
126     } else if (pesogota<0.05) { //Se menor que 0.05, então 1ml = 1.12g
127         volume = peso*1.12;
128     } else if (pesogota<0.06) { //Se menor que 0.06, então 1ml = 1.26g
129         volume = peso*1.26;
130     } else { //Se maior ou igual a 0.06, então 1ml = 1.03g
131         volume = peso*1.03;
132     }
133
134     int inteiro = volume; //Parte inteiro do volume
135     int decimal = (volume-inteiro)*100; //Parte decimal do volume
136
137     //Reprodução Sonora
138     //Pasta 1 - Total X gotas e
139     //Pasta 2 - Y ml
140     //Pasta 3 - Y
141     //Pasta 4 - Vírgula zero Z ml
142     //Pasta 5 - Vírgula Z ml
143
144     playerMP3.playFolder(1, gotas); //Total X gotas e
145     delay(2000);
146
147     if (decimal==0){ //Volume inteiro
148         playerMP3.playFolder(2,inteiro); // Y ml
149         delay(1000);
150
151     } else if (decimal<10) { //Volume X.01 a X.09
152         playerMP3.playFolder(3,inteiro); //Y
153         delay(1000);
154         playerMP3.playFolder(4,decimal); //Vírgula zero Z ml
155         delay(2200);
156
157     } else { //Decimal
158         playerMP3.playFolder(3,inteiro); //Inteiro
159         delay(1000);
160         playerMP3.playFolder(5,decimal); //Vírgula decimal ml
161         delay(1700);
162     }
163 }

```

	INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DA PARAÍBA
	Campus João Pessoa
	Av. Primeiro de Maio, 720, Jaguaribe, CEP 58015-435, Joao Pessoa (PB)
	CNPJ: 10.783.898/0002-56 - Telefone: (83) 3612.1200

Documento Digitalizado Ostensivo (Público)

Trabalho de Conclusão de Curso

Assunto:	Trabalho de Conclusão de Curso
Assinado por:	Chayanne Santos
Tipo do Documento:	Anexo
Situação:	Finalizado
Nível de Acesso:	Ostensivo (Público)
Tipo do Conferência:	Cópia Simples

Documento assinado eletronicamente por:

- Chayanne Barbosa dos Santos, ALUNO (20171610017) DE BACHARELADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA - JOÃO PESSOA, em 09/01/2024 11:09:02.

Este documento foi armazenado no SUAP em 09/01/2024. Para comprovar sua integridade, faça a leitura do QRCode ao lado ou acesse <https://suap.ifpb.edu.br/verificar-documento-externo/> e forneça os dados abaixo:

Código Verificador: 1048406

Código de Autenticação: cc2eae8b0b

