

Desenvolvimento de uma bomba infusora portátil para quimioterapia domiciliar

Development of a portable infusion pump for home chemotherapy

Manoel Serafim de Souza¹
Marcelo Alves de Oliveira²
Marcelo Vitorino Dantas Júnior³
Pablo Emanuell Lopes Targino⁴
Moroni Neres Vieira⁵
Gabriell John Medeiros de Araujo⁶
Andouglas Gonçalves da Silva Júnior⁷

Resumo

O artigo descreve o projeto e construção de um protótipo de bomba de infusão portátil voltado para a quimioterapia domiciliar, realizado no âmbito do programa de Residência Tecnológica EmbarcaTech, em parceria com a Liga Contra o Câncer e o IFRN. A problemática principal consiste na escassez de soluções tecnológicas para o tratamento de pacientes oncológicos em ambiente residencial, especificamente, na administração de medicamentos, e na necessidade de descentralizar o tratamento oncológico, mitigando a superlotação hospitalar e reduzindo os deslocamentos significativos e exaustivos dos pacientes. A metodologia consistiu na análise dos requisitos funcionais e não-funcionais a partir das informações obtidas junto aos profissionais de saúde da Liga Contra o Câncer. Consultas das legislações vigentes a respeito de equipamentos e sistemas eletromédicos. O desenvolvimento se fez por meio de ciclos de projeto, construção, testes e validação. Nos ciclos iniciais, se priorizou o uso da placa de desenvolvimento BitDogLab, alinhando o desafio tecnológico com as práticas de ensino e

¹ Discente do Curso de Formação Inicial e Continuada (Curso FIC) em Residência Tecnológica em Software Embarcado, na modalidade a distância. e-mail: manoeldserafim@gmail.com.

² Discente do Curso de Formação Inicial e Continuada (Curso FIC) em Residência Tecnológica em Software Embarcado, na modalidade a distância. e-mail: marcelo.alves@academico.ifbp.edu.br.

³ Discente do Curso de Formação Inicial e Continuada (Curso FIC) em Residência Tecnológica em Software Embarcado, na modalidade a distância. e-mail: macelo17@gmail.com.

⁴ Discente do Curso de Formação Inicial e Continuada (Curso FIC) em Residência Tecnológica em Software Embarcado, na modalidade a distância. e-mail: pabloemanuell2017@gmail.com.

⁵ Docente do Curso de Formação Inicial e Continuada (Curso FIC) em Residência Tecnológica em Software Embarcado, na modalidade a distância. e-mail: moroni.neres@ifrn.edu.br.

⁶ Docente do Curso de Formação Inicial e Continuada (Curso FIC) em Residência Tecnológica em Software Embarcado, na modalidade a distância. e-mail: gabriell.araujo@ifrn.edu.br

⁷ Docente do Curso de Formação Inicial e Continuada (Curso FIC) em Residência Tecnológica em Software Embarcado, na modalidade a distância. e-mail: andouglas.silva@ifrn.edu.br

ferramentas disponibilizadas no Programa EmbarcaTech. Os resultados parciais, obtidos em ensaios com protótipo alimentado por bateria de polímero de lítio de 20000 mAh e bomba peristáltica movida por motor DC, demonstraram a precisão no controle de administração de líquidos (soro ou glicose), de forma ininterrupta por mais de cem horas num único ciclo de carga da bateria. O controle do volume de líquido administrado é feito por meio de modulação em largura de pulso (PWM) do sinal que controla a velocidade do motor da bomba.

Palavras-chave: Bomba de infusão; Oncologia domiciliar; Sistemas embarcados; EmbarcaTech.

Abstract

This article describes the design and construction of a portable infusion pump prototype intended for home chemotherapy, developed within the scope of the EmbarcaTech Technological Residency Program, in partnership with the Cancer League and IFRN. The main issue addressed is the lack of technological solutions for the treatment of oncology patients in home environments, specifically regarding medication administration, as well as the need to decentralize cancer treatment in order to mitigate hospital overcrowding and reduce the significant and exhausting travel required of patients. The methodology consisted of analyzing functional and non-functional requirements based on information obtained from healthcare professionals at the Cancer League, as well as consulting current regulations concerning electromedical equipment and systems. The development process was carried out through iterative cycles of design, construction, testing, and validation. In the initial cycles, priority was given to the use of the BitDogLab development board, aligning the technological challenge with the teaching practices and tools provided by the EmbarcaTech Program. Partial results obtained from tests using a prototype powered by a 20,000 mAh lithium polymer battery and a peristaltic pump driven by a DC motor demonstrated precision in the controlled administration of liquids (saline solution or glucose), operating continuously for more than one hundred hours on a single battery charge cycle. The control of the administered liquid volume is performed through pulse-width modulation (PWM) of the signal responsible for controlling the pump motor speed.

Keywords: Infusion pump; home oncology; embedded systems; EmbarcaTech.

1 INTRODUÇÃO

Projeções da Agência Internacional de Pesquisa sobre o Câncer (IARC, 2024; INCA, 2025) indicam aumento de 77% em novos casos de câncer até 2050, podendo alcançar até 18,5 milhões de mortes. Paralelamente, na América Latina e Caribe, as estimativas apontam para um crescimento de até 98,5% na mortalidade e 83% na incidência de casos no mesmo período (IARC, 2024; INCA, 2025). Este panorama alarmante ressalta a urgência na concepção e implementação de tecnologias dedicadas à oncologia, visando aprimorar a

eficiência, a equidade e a sustentabilidade dos sistemas de saúde, especialmente através da transição do cuidado hospitalar para o domiciliar (FONSECA et al., 2022).

A acessibilidade geográfica no tratamento oncológico representa um determinante social crítico que impacta diretamente na adesão terapêutica, no prognóstico e na qualidade de vida dos pacientes oncológicos. Segundo o estudo de Fonseca et al. (2022) no Brasil, aproximadamente 60,7% dos pacientes com diagnóstico de câncer precisam realizar deslocamentos intermunicipais para ter acesso ao tratamento quimioterápico. No Rio Grande do Norte (RN), essa realidade é bastante desafiadora. Dados do biênio 2017-2018 revelam que 59% dos pacientes do estado necessitam de deslocamentos de seus municípios de origem para obter acesso às modalidades essenciais de tratamento, como quimioterapia e cirurgias. Tais barreiras geográficas impõem problemas substanciais ao acesso equitativo à saúde, gerando custos adicionais e desgaste físico e emocional para os pacientes e suas famílias.

Nesse cenário, a Liga Contra o Câncer, uma instituição filantrópica de referência no RN, é responsável por aproximadamente 65% do atendimento oncológico estadual, gerenciando um volume assistencial expressivo que totalizou mais de 1.164.000 atendimentos em 2024. A histórica centralização desses serviços na capital, Natal, acarreta jornadas longas e onerosas para os pacientes do interior, comprometendo a qualidade de vida e a continuidade do tratamento.

A implementação de estratégias de descentralização, como o Centro de Diagnóstico e Ensino do Seridó (CDES), em Currais Novos, demonstra o impacto positivo de soluções regionalizadas. Em seus primeiros seis meses de operação (julho a dezembro de 2024), o CDES realizou 4.391 atendimentos, resultando em uma economia estimada superior a R\$1,1 milhão em custos de transporte para os municípios da região (LIGA CONTRA O CÂNCER, 2024). Essas iniciativas reforçam a premente necessidade de tecnologias que suportem a expansão do atendimento oncológico para além dos grandes centros urbanos, aproximando o tratamento do paciente.

Mesmo com a interiorização das unidades hospitalares que realizam tratamento oncológico, a manutenção da continuidade e do cuidado no período inter-ciclos do tratamento quimioterápico permanece um desafio significativo. O monitoramento remoto de pacientes oncológicos adultos em quimioterapia, conforme evidenciado por Novak et al. (2025) em uma revisão de escopo recente, surge como uma abordagem promissora para mitigar essa lacuna assistencial.

A aplicação de tecnologias de informação e comunicação (TICs) possui o potencial de reduzir visitas desnecessárias a prontos-socorros e de oferecer suporte proativo no manejo de eventos adversos, elevando a segurança e o conforto do paciente.

Entretanto, a literatura técnica e científica ainda aponta para a carência de dispositivos de infusão de baixo custo que integrem, de forma sinérgica, a administração segura de fármacos com a conectividade em tempo real no contexto brasileiro. A implementação de infusões domiciliares seguras e remotamente monitoradas representaria um grande avanço para um cuidado mais humanizado, eficiente e resiliente, ao mesmo tempo em que aliviaria a pressão sobre a infraestrutura hospitalar (FONSECA et al., 2022; NOVAK et al., 2025).

Diante deste cenário, o presente estudo está sendo desenvolvido no âmbito do programa de Residência Tecnológica EmbarcaTech, em parceria com o Instituto Federal do Rio Grande do Norte (IFRN) e com a colaboração estratégica da Liga Contra o Câncer, e tem como objetivo apresentar o processo de criação de um protótipo funcional de uma bomba de infusão portátil. O dispositivo baseia-se no princípio da bomba peristáltica, controlada por um sistema embarcado dedicado, com capacidade de oferecer segurança e controle volumétrico preciso no momento da infusão. O projeto visa atender aos requisitos de portabilidade, baixo consumo energético e interface intuitiva.

A metodologia adotada no desenvolvimento dessa versão da bomba de infusão abrange técnicas de prototipagem rápida utilizando a placa de desenvolvimento BitDogLab composta do microcontrolador RP2040, com *software* estruturado sobre o sistema operacional de tempo real FreeRTOS para garantir o determinismo das tarefas críticas. As contribuições esperadas incluem a proposição de uma arquitetura de *hardware* acessível e a validação de um modelo tecnológico que suporte a descentralização do tratamento oncológico e a demonstração prática da otimização de recursos públicos e melhoria da qualidade de vida dos pacientes. Nesse contexto, o objetivo é permitir que o paciente receba a medicação no conforto de seu lar, com acompanhamento remoto, contribuindo para a redução de filas e para a otimização da infraestrutura hospitalar.

As demais partes deste artigo estão organizadas da seguinte forma: o capítulo 2 apresenta a fundamentação teórica, abordando as normas de segurança eletromédica, os princípios de mecanismos de infusão e atuação mecânica, conceitos de sistemas embarcados e controle por modulação por largura de pulso (PWM), controle de malha fechada e aberta. O capítulo 3 detalha a metodologia de desenvolvimento do hardware baseado na placa BitDogLab (RP2040) e a implementação do software com uso de FreeRTOS e algoritmos de

controle. O capítulo 4 apresenta o protótipo alcançado no trabalho e aborda outros resultados obtidos, focados em autonomia energética e no controle de vazão. Por fim, o capítulo 5 apresenta as conclusões e sugere trabalhos futuros.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O processo de desenvolvimento de dispositivos médicos portáteis para quimioterapia domiciliar está inserido em um contexto de transformação digital na saúde, onde a convergência entre sistemas embarcados e a oncologia ambulatorial tem buscado mitigar gargalos estruturais dos sistemas públicos de saúde. Esta seção fundamenta os pilares tecnológicos e normativos que sustentam o projeto da bomba de infusão portátil, abordando desde a legislação aplicada até as tecnologias de controle e monitoramento que foram utilizadas no desenvolvimento da bomba peristáltica infusora.

2.1 Legislação Aplicada a Equipamentos Eletromédicos

Diante da problemática da utilização de equipamentos médicos envolvendo eletricidade foi padronizada a norma ABNT NBR IEC 60601-1-2:2017 (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, 2017), que estabelece a continuação das funções clínicas críticas diante das interferências eletromagnéticas, provocadas pelos equipamentos elétricos envolvidos na infusão de medicamentos. Diante disso, essa norma lista alguns requisitos de imunidade eletromagnética: Descarga eletrostática (ESD), campos eletromagnéticos irradiados por RF (incluindo celulares e Wi-Fi), distúrbios conduzidos, transientes elétricos rápidos e surtos, variações e interrupções elétricas. Esses parâmetros são observados para dar ao paciente segurança na utilização dos equipamentos enquanto está em procedimento.

Dentre esses requisitos, neste projeto foi observado a padronização para desempenhar algumas funções de recebimento de dados por fonte externa, com a utilização de menu virtual em tela e botões de acesso às opções deste.

Além disso, nestes equipamentos pode ser implementado um sistema de troca segura de informações para outros dispositivos externos, pavimentando o caminho para o monitoramento remoto em tempo real, característica essencial para a oncologia domiciliar moderna.

2.2 Análise Comparativa de Mecanismos de Infusão e Atuação Mecânica

O mercado eletromédico dispõe de diferentes mecanismos de propulsão para atender às particularidades de cada terapia. Entre as soluções de alta precisão para pequenos volumes, destacam-se as bombas de seringa (Figura 1). Segundo Markos (2013 apud MORAES, 2016), este mecanismo utiliza o deslocamento linear de um êmbolo acionado por um fuso (rosca sem fim), garantindo um fluxo contínuo e rigoroso, sendo amplamente aplicadas em contextos pediátricos e de terapia intensiva.

Figura 1 - Bomba de seringa.



Fonte: Markos (2013 apud MORAES, 2016).

As bombas peristálticas consolidaram-se como o padrão tecnológico para infusão médica devido ao isolamento completo entre o mecanismo motor e o fluido administrado. Conforme destacado no estudo de Pagatini (2017), o funcionamento baseia-se na compressão rítmica de um tubo flexível por roletes (Figura 2), o que promove o deslocamento volumétrico do fármaco enquanto este permanece confinado em um ambiente estéril. Este princípio de deslocamento positivo confere ao sistema uma alta capacidade de controle, permitindo a administração de fluidos em baixas vazões com elevada repetibilidade (MORAES, 2016).

Um fator crítico de segurança inerente a esta mecânica é a prevenção do *free-flow* (fluxo livre). A oclusão constante exercida pelos roletes sobre o tubo atua como uma válvula de retenção natural, impedindo a passagem descontrolada de medicamento em caso de falha no sistema de propulsão, o que pode acarretar em um evento considerado catastrófico em oncologia (MORAES, 2016; PAGATINI, 2017).

Figura 2 - Visão interna do cabeçote de uma bomba peristáltica.



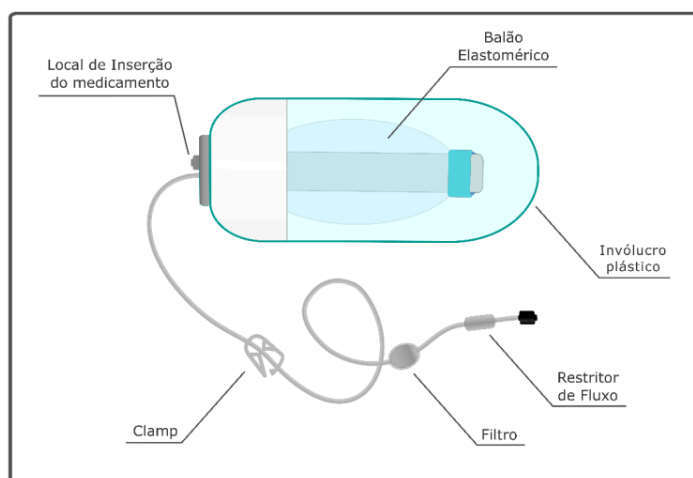
Fonte: Markos (2013 apud MORAES, 2016).

Conforme ilustrado na figura 2, esse modelo de bomba peristáltica é composto pelos seguintes componentes:

1. **Cabeçote:** guia o tubo flexível.
2. **Tubo flexível:** responsável pelo transporte do fluido.
3. **Roletes:** montados no braço porta-roletes, pressionam o tubo contra o cabeçote.
4. **Eixo central:** rotaciona o braço-forte.
5. **Conexão de entrada:** para o tubo flexível.
6. **Conexão de saída:** para o tubo flexível.

Em contrapartida, os infusores elastoméricos (Figura 3), são dispositivos passivos que dependem da pressão de um reservatório de silicone e que apresentam limitações operacionais que impactam a segurança do paciente. Estudos recentes de Ursino, Siqueira e Gonçalves (2024) e Santos da Silva e Assunção Costa (2022) demonstram que a taxa de fluxo nesses dispositivos é altamente sensível a variáveis externas, como a viscosidade do fármaco, a temperatura ambiente e a pressão hidrostática.

Figura 3 – Estrutura e componentes de um infusor elastomérico.



Fonte: Ursino, Siqueira e Gonçalves (2024).

Sabbagh Dit Hawasli et al. (2021) reforçam que essa inconstância é particularmente perigosa para fármacos de estreita janela terapêutica, onde pequenas variações na vazão podem levar a picos de toxicidade ou subdosagens ineficazes. Tal cenário justifica a transição tecnológica para sistemas de controle ativo, como as bombas de infusão eletrônicas portáteis, que oferecem a precisão necessária para o tratamento ambulatorial moderno e seguro (URSINO, SIQUEIRA e GONÇALVES, 2024; SABBAGH DIT HAWASLI, BARTON e NABHANI-GEBARA, 2021).

2.3 Sistemas Embarcados

Sistemas Embarcados (SE) são definidos por Almeida, Moraes e Seraphim (2016) como sistemas eletrônicos microprocessados programados para realizar uma tarefa específica, e têm como principal característica a restrição de recursos computacionais e físicos. Em seu desenvolvimento, questões relacionadas ao custo e ao consumo de energia são consideradas um ponto crítico. Roger Pressman (2016) conceitua software embarcado como um sistema desenvolvido com características para o usuário e para o próprio sistema, e executa funções específicas. É provável que haja mais sistemas embarcados desenvolvidos que qualquer outro tipo de sistema (SOMMERVILLE, 2011).

2.4 Tecnologia de Infusão Peristáltica e Controle por Modulação por Largura de Pulso (PWM)

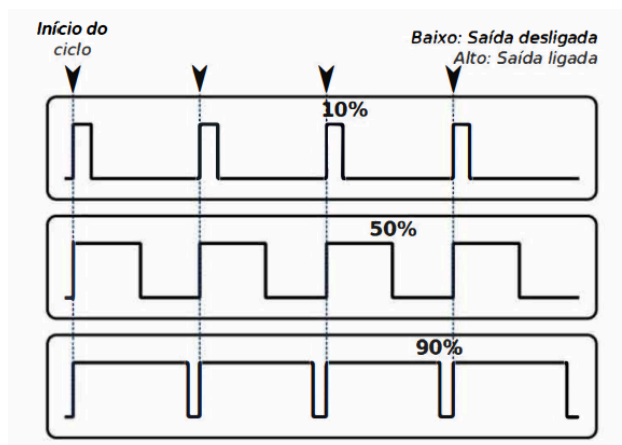
A pulsação inerente às bombas peristálticas é um desafio que deve ser mitigado pelo controle eletromecânico. Klespitz e Kovács (2013) explicam que a pulsação é causada pelo ciclo de compressão e relaxamento do tubo pelos roletes. Embora o volume médio seja preciso, a variação instantânea de vazão pode ser indesejável.

O uso de motores de passo também oferece uma solução para a pulsação, pois cada passo corresponde a um volume exato de fluido. No entanto, motores de passo consomem mais energia e podem gerar vibrações e aumento de temperatura dos mecanismos internos (MOUSAVIFARD, 2024).

Por essa razão, e visando a eficiência energética e a portabilidade, o foco deste trabalho é a bomba peristáltica controlada por motor de corrente contínua (DC).

O acionamento do motor DC de uma bomba peristáltica é feito por meio da técnica de Modulação por Largura de Pulso (PWM). Almeida, Moraes e Seraphim (2016) detalham que o PWM é o método mais eficiente para controlar a potência do motor em sistemas embarcados, pois minimiza as perdas de energia por calor. O PWM é utilizado para gerar sinais digitais que alternam entre os níveis alto (5v ou 3,3v) e baixo (0v). O controle da velocidade é obtido pela variação do *duty cycle* (ciclo de trabalho) (Figura 4), que é a razão entre o tempo em que o sinal está ligado (alto), sinal desligado (baixo) e o período total do ciclo.

Figura 4 - Sinais PWM com variação do duty cycle



Fonte: Almeida, Moraes e Seraphim (2016, p. 356).

Dessa forma, não é apenas um requisito técnico, mas um pilar de segurança importante no desenvolvimento de um dispositivo médico portátil. Em um protocolo de infusão contínua, essa economia é vital para garantir que a bateria sustente todo o ciclo terapêutico sem interrupções abruptas, convertendo a energia elétrica em movimento mecânico de forma otimizada (ALMEIDA; MORAES; SERAPHIM, 2016).

Portanto, a constância da energia fornecida ao motor reflete diretamente na precisão da vazão. Moraes (2016) destaca que variações na tensão da bateria podem afetar o torque do motor em sistemas de malha aberta; por isso, a integração de algoritmos de controle em sistemas embarcados de baixo consumo permite que o dispositivo compense quedas de tensão, mantendo a rotação estável. Essa estabilidade garante que o medicamento seja administrado com rigor e precisão, prevenindo desperdícios e assegurando que a janela terapêutica do medicamento seja rigorosamente respeitada durante todo período de uso (MORAES, 2016).

2.5. Circuitos de Malha Aberta e Circuitos de Malha Fechada

A escolha da arquitetura de controle é fundamental para garantir a precisão e a segurança da bomba infusora. Os sistemas de controle podem ser classificados em duas categorias principais: malha aberta e malha fechada.

Malha Aberta (Open-Loop): Neste tipo de sistema, a ação de controle é independente da saída do processo. O controlador envia um comando (por exemplo, um sinal PWM fixo para o motor) e assume que a saída desejada será alcançada. Almeida, Moraes e Seraphim (2016) destacam que a principal vantagem da malha aberta é a simplicidade e o baixo custo de implementação. No entanto, sua desvantagem crítica é a incapacidade de compensar perturbações externas, como variações na tensão da bateria, mudanças na viscosidade do fluido ou atrito no tubo da bomba peristáltica. Para uma aplicação médica crítica como a infusão de quimioterápicos, onde a precisão da dose é vital, a malha aberta é considerada inadequada, pois não há garantia de que a vazão programada seja a vazão real administrada (MARTIN et al., 2007; RISCALA et al., 2016; BROILO, 2024).

Malha Fechada (Closed-Loop): Também conhecido como sistema de controle com feedback, a malha fechada utiliza a medição da saída do processo para ajustar a ação de controle. No contexto da bomba infusora, pode-se usar um sensor (encoder) para medir a velocidade real do motor, e essa informação é comparada com a velocidade de referência. A diferença, ou erro, é utilizada pelo controlador (PID) para gerar um novo sinal de controle

(PWM) que corrige o motor dinamicamente. Prado (2009) enfatiza que a superioridade da malha fechada reside na sua robustez e capacidade de manter a variável controlada (vazão) próxima ao valor desejado, mesmo na presença de perturbações. A precisão exigida pela norma ABNT NBR IEC 60601-2-24 (ABNT, 2013) torna o uso da malha fechada obrigatório para garantir a segurança e a eficácia da infusão.

2.6. FreeRTOS: O Sistema Operacional de Tempo Real para Aplicações Críticas

O controle em malha fechada e a gestão de múltiplas tarefas simultâneas (como controle do motor, interface com o usuário e comunicação sem fio) exigem um ambiente de software que garanta o determinismo temporal. Para isso, o projeto da bomba infusora deve empregar um Sistema Operacional de Tempo Real (RTOS), sendo o FreeRTOS uma das opções mais utilizadas em sistemas embarcados de código aberto.

A utilização de um Sistema Operacional de Tempo Real (RTOS), como o FreeRTOS, permite que a lógica de controle seja segmentada em tarefas independentes, cada uma operando sob uma hierarquia de prioridades. Segundo Almeida, Moraes e Seraphim (2016), o escalonador (scheduler) do RTOS é o responsável por garantir que a tarefa mais crítica — neste projeto, o ciclo de controle do motor em malha fechada — seja executada em intervalos de tempo rigorosamente precisos e com a menor latência possível. Esse determinismo assegura que funções secundárias, como a atualização da interface no display ou a comunicação via rede, não interfiram na estabilidade da infusão (ALMEIDA; MORAES; SERAPHIM, 2016).

Essa previsibilidade é o que confere ao sistema embarcado a característica de determinismo, essencial para a estabilidade do algoritmo de controle PID e para a mitigação de riscos ao paciente. O uso de um RTOS consolida-se, portanto, como um requisito de arquitetura indispensável para a construção de um dispositivo confiável, garantindo que o sistema opere em conformidade com as diretrizes de desempenho essencial e segurança básica preconizadas pela norma ABNT NBR IEC 60601-2-24 (2013) para bombas e controladores de infusão.

3 METODOLOGIA

Essa é uma pesquisa aplicada. O objetivo é desenvolver uma ferramenta eletrônica, um sistema embarcado, capaz de administrar medicamentos quimioterápicos em pacientes, sem que estes necessitem permanecer internados em leitos hospitalares por longos períodos.

Atualmente, o SUS conta com infusores portáteis elastoméricos, não eletrônicos, que utilizam uma pequena bolsa, com capacidade máxima em torno de 275 mililitros. Para o tratamento, um enfermeiro, utilizando seringa, preenche a bolsa com o medicamento. A bolsa é fabricada em material que estica conforme o medicamento é injetado. Quando a pressão da seringa cessa, a bolsa tende a expulsar o líquido. O enfermeiro acopla o infusor elastomérico a um equipo conectado ao acesso do paciente.

Os fabricantes dos infusores portáteis elastoméricos afirmam que o equipamento consegue manter a vazão de medicamento constante mesmo com a alteração de pressão dentro da bolsa à medida que a mesma esvazia. Existem estudos que tratam da importância da manutenção da dosagem ao longo das horas de tratamento.

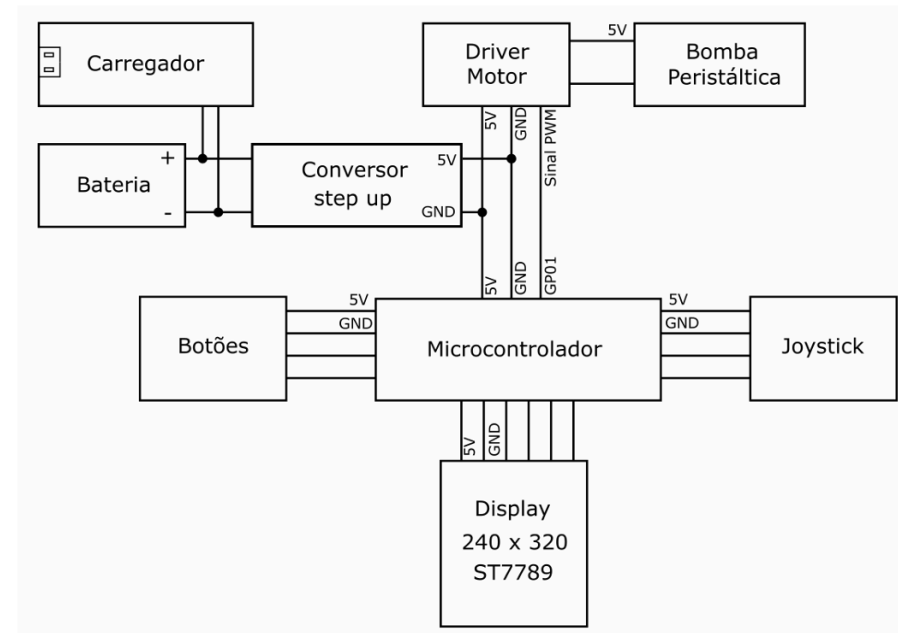
Nos leitos hospitalares, a infusão geralmente é realizada por sistemas de bombeamento eletrônicos, as bombas infusoras de bancada. Neste caso, há garantia que a infusão é constante. O presente trabalho age diretamente nesse aspecto, para garantir dosagem constante, sem necessidade de o paciente permanecer internado em um leito.

Em sistemas embarcados, a portabilidade sempre traz uma série de desafios. A começar pelo peso e volume ocupados pelo dispositivo. Se o dispositivo é muito grande ou pesado, pode levar ao desuso, com o paciente optando por manter-se hospitalizado.

Ao mesmo tempo, o dispositivo portátil necessita de alimentação por baterias. A melhoria na tecnologia das baterias possibilitou a construção de modelos com maior densidade de energia por volume e peso ocupados. Mesmo assim, as baterias costumam ser uma fatia considerável do volume e peso de dispositivos portáteis. Assim, os projetistas de sistemas portáteis demandam muito esforço na redução do consumo elétrico do sistema, de forma que baterias pequenas consigam atender o sistema pelo tempo necessário.

Por trazer aspectos que nem os infusores elastoméricos nem as bombas infusoras de bancada tratam, a pesquisa carrega elementos exploratórios importantes. A pesquisa iniciou pela análise de requisitos funcionais e não funcionais do sistema, com consulta aos profissionais de saúde da Liga Contra o Câncer que propuseram o desafio tecnológico. Os requisitos foram fundamentais para a construção dos diagramas de hardware. A Figura 1 ilustra a arquitetura de hardware proposta para o sistema.

Figura 5 - Arquitetura de hardware do sistema.



Fonte: Próprios autores.

A arquitetura foi baseada em três subsistemas: de alimentação; de controle; de atuação. O subsistema de alimentação é formado por uma célula de lítio polímero de 3,7 volts, um carregador para bateria e um circuito step-up que eleva a tensão da bateria, mantendo a saída do sistema sempre em 5 volts. O sistema de controle é responsável pela interação com o humano, no caso, o profissional da saúde, traduzindo as informações fornecidas pelo usuário em sinais elétricos de controle da bomba infusora. O sistema de atuação é formado pela bomba peristáltica e o driver do motor.

3.1 Subsistema de atuação

Os subsistemas foram desenvolvidos isoladamente. Muito esforço foi demandado sobre o elemento de atuação. Entre os principais requisitos para o atuador estavam: capacidade de bombear o fluido de forma constante, ser controlado de forma precisa por software embarcado, não contaminar o fluido bombeado. Modelos de bomba com pás que têm contato direto com o fluido, como as bombas centrífugas, foram descartadas no primeiro instante. Pois, o material usado na construção dessas bombas precisaria ser inerte e certificado (não podendo gerar micropartículas durante a operação). Também seria necessário trocar, entre tratamentos, toda parte da bomba que tivesse contato com o medicamento. Por isso, os modelos de bomba peristáltica são mais adequados.

Considerando essa problemática, os esforços foram concentrados na produção de um atuador adequado ao nosso propósito, de forma a fornecer uma infusão segura a partir dos critérios já discutidos. Em primeiro momento a discussão se concentrou em como adaptar uma bomba com motor de corrente contínua, adquirida para iniciarmos a pesquisa, para funcionar com um motor de passo. A utilização de um motor desse tipo garante precisão no bombeamento, característica essencial para garantir a segurança do paciente durante a infusão.

A bomba trabalhada é o modelo NKP-DC-S10B fabricado pela Kamoer, que funciona com um motor DC de 24 Volts. Ela foi desmontada com o propósito de entender como adaptá-la para o motor de passo 28byj-48.

O motor 28byj-48 precisa de apenas 5 V para funcionar, fazendo com que o mesmo seja ideal para sistemas embarcados alimentados por USB ou por baterias. Porém, para o correto funcionamento do sistema é preciso usar uma mangueira flexível o suficiente para pressionar a mangueira e criar um vácuo, ao mesmo tempo que os rolos que fazem a pressão precisam se movimentar para fazer esse movimento ao longo do trecho do tubo que está conectado à bomba, e encontrar o material ideal não é simples para um motor de baixo torque.

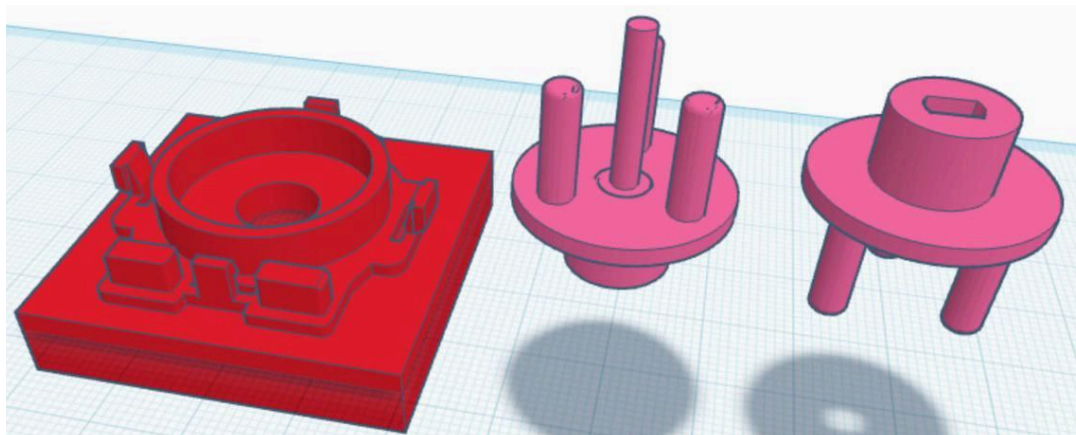
O driver utilizado para controlar o motor nessa etapa foi o ULN2003. Ele provê até 500 mA e 50 Volts na saída do circuito. A entrada suporta até 30 Volts. O motor consome menos que 300 mA e a tensão que ele recebeu era proveniente do circuito de carga, que possui saída de 5 Volts.

A opção que pareceu mais razoável nessa etapa foi produzir uma bomba nova através de impressão 3D. As bombas produzidas variam entre modelos encontrados na *internet*, adaptações de modelos existentes e modelos criados do zero. Para realizar esse processo foi preciso entender com mais calma como a bomba peristáltica trabalha.

Para o correto funcionamento do tubo em uma bomba peristáltica, é necessário usar uma mangueira que seja flexível o suficiente para comprimir totalmente de forma a interromper a passagem do líquido, isso garante que seja criado um vácuo, e assim o líquido possa ser empurrado de uma ponta à outra. Durante os testes, foi percebido que tubos com maior largura de parede tendem a ser comprimidos com mais facilidade, pois necessitam de menos ajustes para criar a vedação completa, porém requerem maior força para comprimir, por serem mais grossos. Tubos com menor diâmetro precisam de menos força para realizar a compressão, mas, devido às paredes mais finas, uma fabricação mais precisa da bomba é fundamental.

Os primeiros testes foram feitos através de ajustes de escala e da modificação das peças de um modelo equivalente ao da bomba NKP, para funcionamento com o motor de passo desejado, e a mangueira de silicone que foi reaproveitada da própria bomba adquirida. O resultado obtido mostrou que, para essa configuração, o motor de passo utilizado não tinha força suficiente para realizar o bombeamento. O modelo foi feito no ThinkerCad (AUTODESK, 2026), e pode ser conferido na Figura 6.

Figura 6 - Modelo 3D de bomba peristáltica.



Fonte: Próprios autores.

Após o insucesso dos testes anteriores, os rolamentos foram trocados de plástico para aço, e, devido a isso, o modelo foi trocado, e várias peças foram impressas até achar as dimensões ideais para o tubo. Para chegar na medida ideal foram impressas peças com variados tamanhos de vão para encaixe da mangueira, de forma a tentar encontrar uma distância que pressione o tubo o suficiente para que os rolamentos comprimam a mangueira, fazendo com que o líquido flua, sem travar o motor. Porém, não foi possível chegar nessa medida, pois o resultado obtido revelou um problema: atingiu-se o ponto em que o motor travou, e ao aumentar o mínimo possível a folga o motor girava mas não conduzia o líquido. Nesse momento foi percebido que os rolamentos adquiridos não tinham altura suficiente para compreender totalmente a mangueira com segurança, deixando folgas que atrapalhavam a criação do vácuo necessário, e assim deixando o sistema instável. Com esse resultado, foi decidido imprimir também os rolos, dessa forma seria mais fácil obter a altura ideal para acomodar o equipo. A Figura 7 mostra um dos modelos produzidos com rolamentos de aço:

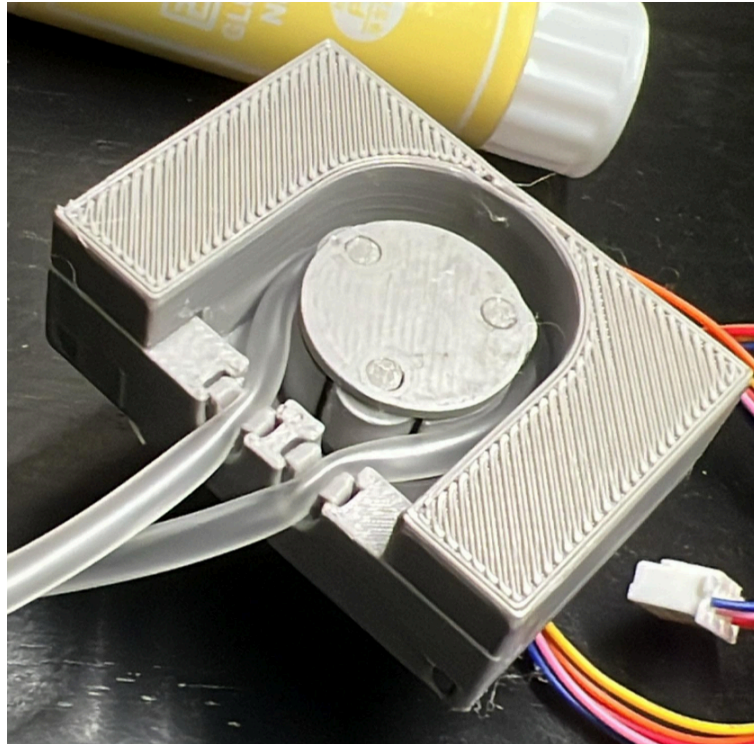
Figura 7 - Modelo de bomba peristáltica com equipo padrão em PVC.



Fonte: Próprios autores.

Foram impressos diversos outros modelos com os rolamentos em plástico, e assim o mesmo patamar foi atingido, o estado em que o motor travava e não era possível aumentar a folga sem comprometer o fluxo de líquido. Assim, ao explorar uma solução, a equipe tentou aumentar a tensão no motor para 9 Volts, porém, ao fazer isso, o motor girava e conduzia o líquido, mas esquentava demasiadamente, por estar acima da tensão de trabalho ideal. A Figura 8 mostra uma das bombas:

Figura 8 - Bomba peristáltica impressa em PLA com mangueira de silicone.



Fonte: Próprios autores.

Um detalhe importante da Figura 8, é que além do uso de uma mangueira com material diferente, este modelo também tinha fácil encaixe do equipo na bomba, isso se tornou possível graças à transformação da peça que contém a paredes que abraçam o tubo em uma parte móvel, permitindo que a mangueira seja acoplada ao rotor e o restante da bomba seja encaixado forma deslizante, similar a uma gaveta. Isso é uma característica importante, pode, como dito no início da metodologia, o equipo deve ser descartado após o uso.

Diante dos resultados, que evidenciam a impossibilidade de fazer o sistema funcionar com essa configuração, o tubo foi trocado por um mais flexível, feito de silicone.

A mangueira de silicone usada nessa etapa é pertencente ao equipo para bombas de infusão universais da marca NKP. Porém, após mais algumas impressões, o mesmo resultado foi alcançado, e isso fez a equipe considerar outras opções.

Tendo em mente que o torque do motor sempre foi um problema nos testes, a equipe tentou trocar o motor por outro motor de passo similar, mas com tensão de operação de 12 Volts. O motor em questão não possui um *datasheet* disponível na internet, dessa forma a equipe teve que realizar um trabalho de engenharia reversa para descobrir como os pinos se conectam nas bobinas, e assim conectar nos pinos corretos do driver ULN2003. A equipe

chegou no mesmo resultado obtido anteriormente, e, por conta disso, uma outra alternativa chegou a ser explorada: o uso de caixas de redução.

Apesar do motor de passo utilizado possuir uma velocidade baixa, devido a impossibilidade de fazer o motor girar com a pressão pretendida no tubo, foram testadas caixas de redução impressas em plástico. Para agilizar esta etapa, uma caixa de redução modular de fácil montagem foi utilizada, ela é montada com o número de níveis pretendidos, e cada nível é capaz de dobrar o torque do nível anterior, ou do motor caso seja o primeiro nível. As peças de adaptação foram produzidas, mas não foi possível obter um resultado positivo, pois o motor não foi capaz de girar a caixa de redução.

Depois de todos os esforços de modelar uma bomba peristáltica com impressão 3D, por conta da necessidade de ter uma primeira versão de protótipo, foi decidido voltar à exploração de bombas disponíveis no mercado.

A rejeição inicial ao uso de bombas comerciais se dá por conta da necessidade de ter um equipo de fácil encaixe, fato que foi solicitado e enfatizado pelo *Product Owner* (PO) do projeto como um requisito essencial para a viabilidade do produto. O encaixe do equipo está sendo trabalhado no segundo protótipo, que já possui uma bomba com tamanho adequado para um equipo especial para bombas de infusão.

O foco desta etapa era procurar uma bomba que permita a incorporação com eficiência em um sistema embarcado com baixo consumo energético. Logo, foram testadas bombas que funcionam em tensão de aproximadamente 3.7 Volts, que pode ser fornecida por baterias de Íons de Lítio, presentes em diversos dispositivos, como celulares e outros dispositivos portáteis.

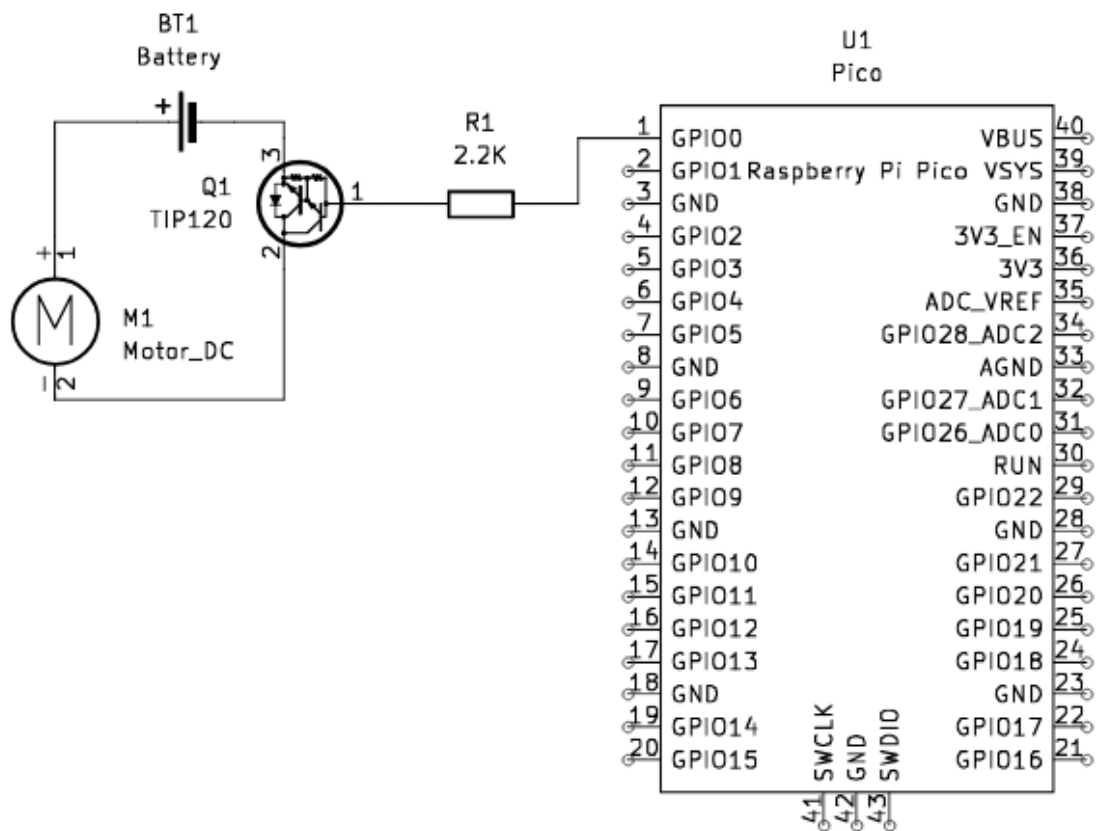
A bomba peristáltica escolhida funciona com um motor DC e é alimentada por uma tensão de até 6 V, contudo uma tensão de 3,7 Volts foi o suficiente para essa aplicação. A mesma vem com uma mangueira embutida de difícil acesso, o que é uma complicação para ser resolvida futuramente. A substituição da mangueira por um equipo apropriado será introduzido em próximas versões (isso será mencionado mais adiante no texto). Nas vias de entrada e saída foram colocados pedaços de um equipo de infusão convencional, para aumentar o comprimento e ficar mais próximo do cenário real, em que um destes será utilizado no sistema, em versões futuras.

Para o controle do motor, a equipe optou pelo desenvolvimento de um módulo de potência próprio, montado em placa de fenolite perfurada, em detrimento de soluções comerciais genéricas. O circuito utiliza:

- Transistor TIP120 (NPN Darlington): Atua como chave eletrônica de alto ganho, chaveando a carga conforme o sinal de controle.
- Resistor de 2,2 kΩ: Conectado à base do transistor para limitar o ganho e proteger o sistema contra a sobrecarga. Conectado ao pino do PWM (pino 1)

A montagem do circuito pode ser visualizado na figura a seguir:

Figura 9 - Esquemático do driver do motor com a placa de controle.



Fonte: Próprios autores.

Como o sistema recebe do subsistema de alimentação, a bateria presente no diagrama da Figura 9 representa a alimentação fornecida para o motor.

Esse módulo permite controlar a velocidade do motor apenas enviando um sinal PWM contínuo através do pino 1 (um) sempre que o motor precisar acionado. Dessa maneira, para controlar a vazão, o sistema é programado via código ou interface de usuário para definir a potência, a duração do sinal e de quanto em quanto tempo o sinal deve se repetir.

A fase de desenvolvimento do subsistema de atuação evidenciou a dificuldade de equilibrar o baixo torque de motores de passo de baixo consumo (como o 28byj-48) com a necessidade de aplicar pressão sobre as mangueiras nos protótipos de bombas peristálticas. Os testes não obtiveram sucesso realizar o bombeamento eficiente sem travar o motor ou comprometer o fluxo, levando à decisão de adotar uma bomba comercial de motor DC, que, apesar de resolver o desafio do torque e baixo consumo, impôs a restrição de utilizar uma mangueira embutida, desviando do requisito inicial de fácil acoplamento a equipos hospitalares, o que será explorado em versões futuras.

3.2 Subsistema de alimentação

No que se refere ao subsistema de alimentação, algumas decisões facilitaram o processo. A primeira decisão foi usar tensão de alimentação DC padrão 5 volts tanto para o subsistema de controle quanto para o atuador.

Durante o desenvolvimento do software, com o propósito de agilizar a programação do sistema, os testes de controle de motor foram realizados com o próprio pino de saída de 5V da BitDogLab, que foi alimentada por um computador através da entrada USB da Raspberry Pi Pico W.

Para validar o funcionamento do sistema com a bomba e o equipo de infusão de PVC, os primeiros testes de alimentação do sistema foram feitos utilizando uma fonte de bancada. Nas primeiras versões de testes, ainda com o motor 28byj-48, a placa BitDogLab o driver UNL2003 foram alimentados diretamente com 5 Volts e um terra comum. Os resultados obtidos mostraram que o atuador ainda precisava ser melhorado, já que mesmo o sistema sendo alimentado corretamente, o motor travou e não deslocou o líquido corretamente.

Ainda nessa versão, foram feitas tentativas de aumentar a tensão para 9 Volts, que resultou no bombeamento do líquido, porém, em contrapartida, também aqueceu o motor muito acima do nível aceitável, inviabilizando essa abordagem.

Na tentativa de continuar a abordagem com um motor de passo, foram feitos testes com o mesmo driver e um motor de passo de 12V, que também não conseguiu bombear o líquido mesmo alimentado corretamente.

Logo após isso, sabendo que a característica mais importante desse projeto é a portabilidade, foram conduzidos testes com alimentação por meio de baterias. Nessa etapa, foi optado pelo uso de *powerbanks*, comumente vendidos para dar carga extra a dispositivos

móveis, esse tipo de dispositivo é amplamente utilizado, fazendo com que seu custo seja baixo e tenha uma boa confiabilidade.

O *powerbank* utilizado possui 20.000 mAh, e, por meio de um adaptador feito pela equipe, alimenta o sistema através de uma saída USB.

Os testes com o *powerbank* foram realizados da seguinte forma: primeiramente a *powerbank* até atingir a carga total da bateria; depois o sistema foi configurado para realizar bombeamentos periódicos (que permitem a vazão adequada com os testes realizados); e assim o sistema foi ligado ininterruptamente por alguns dias.

Sistemas de infusão portáteis dependem fortemente da eficiência energética, já que interrupções na entrega do medicamento podem comprometer a segurança do paciente. Nesse teste o sistema ficou ligado por quatro dias e meio, que é bem mais do que o suficiente para uma bomba de infusão, garantindo autonomia prolongada para uso contínuo.

Como o resultado obtido foi um sucesso, a bateria testada foi integrada ao sistema e passou a ser a fonte de alimentação principal, alimentando tanto a placa quanto o motor.

Essa mesma eventualidade levou também à integração do driver de controle do motor na placa, assim como ocorreu com o conversor *step up*.

Todas essas mudanças impactaram positivamente o desenvolvimento do sistema, já que os testes se tornaram mais facilmente preparados, e, além disso, viabilizaram a construção de um protótipo com tamanho otimizado que pôde ser apresentado como a primeira versão estável do projeto.

O uso de baterias concretizou um dos principais requisitos funcionais do sistema proposto: a portabilidade. Os testes mostraram que há uma boa margem de segurança em relação a quantidade de carga para realizar uma infusão medicamentosa sem maiores problemas, possibilitando, inclusive, a redução da bateria para o segundo protótipo, que já possuiu resultados animadores nos testes de carga de bateria.

3.3 Subsistema de controle

Neste desafio, foram aproveitados os recursos e conhecimentos fornecidos pelo programa Embarcotech, especialmente a placa de prototipagem microcontrolada BitDogLab, para a construção de um protótipo funcional da ideia.

No início o software sistema foi feito usando a placa disponibilizada ainda sem nenhuma modificação, de forma que o usuário interagia com os botões, o joystick e a tela monocromática presente na própria placa.

Mais detalhadamente, quanto ao *hardware*, o microcontrolador utilizado foi o Raspberry Pi Pico W (Dual-core ARM Cortex - M0 +), escolhido pelo baixo consumo e conectividade nativa para futuras implementações de IoT. O firmware foi desenvolvido em Linguagem C utilizando o Pico SDK. A arquitetura de software baseia-se no Sistema Operacional de Tempo Real FreeRTOS, essencial para garantir que a rotina do motor tenha prioridade sobre a interface gráfica.

O controle do motor de passo foi feito enviando sinais digitais através dos pinos GPIO da placa. Para isso, uma biblioteca própria foi desenvolvida. O sistema manda um sinal por um período fixo de tempo, acionando sequencialmente um conjunto de bobinas para cada etapa, usando o princípio básico de funcionamento de um motor de passo em full-step.

O display SSD1306 foi inicialmente controlado através de uma biblioteca própria, mas depois foi feita a adaptação da biblioteca 'u8g8', que é amplamente utilizada em sistemas embarcados por funcionar com uma ampla gama de microcontroladores e telas monocromáticas disponíveis no mercado, isto é possível graças à sua camada de abstração de hardware, em inglês *hardware abstraction layer* (HAL). A adaptação da biblioteca para a placa em questão foi feita pela própria equipe.

Também foi adotado o sistema operacional para sistemas embarcados FreeRTOS (discutido mais adiante), que facilitou a manipulação de múltiplas tarefas em concorrência (exibição no display, processamento de entrada, e controle da bomba).

Na primeira versão de testes, foi implementado um menu em que era possível definir um ângulo de giro e assim acionar o motor de passo para girar de acordo com o ângulo escolhido.

Nas versões posteriores o motor gira continuamente quando acionado, esse comportamento tem o propósito de realizar testes para entender o comportamento da bomba, e assim tentar fazer com que o líquido fosse deslocado corretamente através do tubo.

Apesar da implementação do *software* do sistema ter dado certo, conforme dito sobre o subsistema de atuação, não foi possível realizar o bombeamento com o motor de passo.

Após a decisão da troca de motor por um motor DC, o sistema de controle teve que ser refatorado para usar a estratégia de modulação por largura de pulso (PWM), isso permitiu o controle de velocidade do motor e, conseqüentemente, o controle de fluxo de infusão sem a necessidade de alterar a tensão de alimentação do sistema (fixada em 5 Volts). Essa técnica permitiu controlar a vazão da bomba peristáltica de forma mais granular do que se fosse feito usando apenas o motor em máxima velocidade com pausas periódicas.

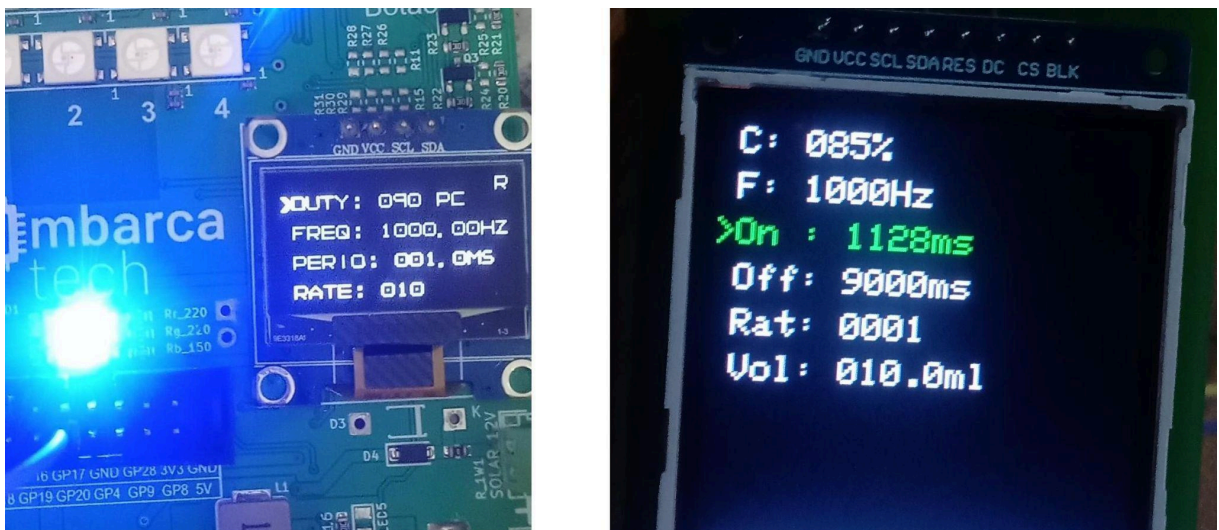
Em decorrência dessa mudança, o menu também precisou ser alterado, de forma que a nova interface exibe opções para alterar o período ou a frequência da onda, além da largura do ciclo de trabalho, permitindo o controle de vazão do líquido infundido. Uma das versões desse menu pode ser conferido na Figura 10.

O display foi posteriormente trocado por um display LCD que é maior e possui suporte a cores (em 16 bits), ele estava disponível no kit de periféricos avançados da BitDogLab. O uso desse recurso disponibilizado pelo próprio programa EmbarcaTech, trouxe impactos benéficos sobre o desenvolvimento, pois a tela possui fácil integração à placa, bastando apenas o uso de um cabo de conexão feito sob medida para encaixe.

A tela se trata de um display LCD IPS Colorido de 2.0 polegadas com resolução de 240x320 pixels. A tecnologia IPS (In-Plane Switching) foi selecionada para garantir visibilidade clara dos parâmetros de infusão sob diferentes ângulos de visão.

A primeira implementação da interface no novo display foi feita com base no menu antigo (para o display monocromático), e possui as mesmas opções anteriores. A próxima figura mostra a interface nesses diferentes displays:

Figura 10 - tela do menu de testes no display SSD1306 (à esquerda) e no ST7789 (à direita).

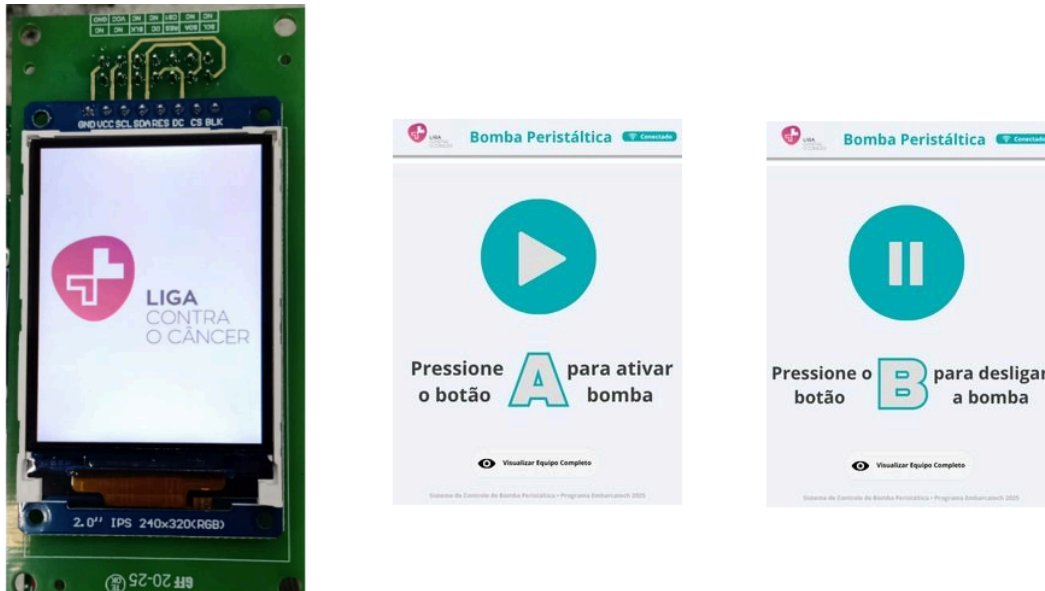


Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

Como descrito na seção do subsistema de atuação, a troca do motor permitiu que o primeiro protótipo estável fosse desenvolvido, e para fins de demonstração, uma interface de usuário mais simples foi implementada. Nesta versão há apenas um indicador que mostra o estado atual do motor. Essa é apenas uma prova de conceito, logo o mais importante é saber se o que foi estudado tem o potencial de se tornar uma solução real.

A versão final das telas do primeiro protótipo pode ser vista na Figura 11.

Figura 11 - telas do primeiro protótipo.



Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

O subsistema de controle é o centro do sistema, e assim uma parte essencial que recebeu bastante atenção da equipe. A implementação desse módulo permitiu a fácil interação do usuário com o sistema, e assim permitiu que o primeiro protótipo seja factível e mostre a viabilidade do futuro produto.

3.4 Protótipo de integração

A integração dos subsistemas é geralmente complexa. Mas, interfaces bem definidas, reduzem as dificuldades de integração. A integração não é um ato, é um processo. O que significa que mesmo estabelecendo bem as interfaces entre os subsistemas, ainda sim, é necessário integrar por etapa e testar cada etapa.

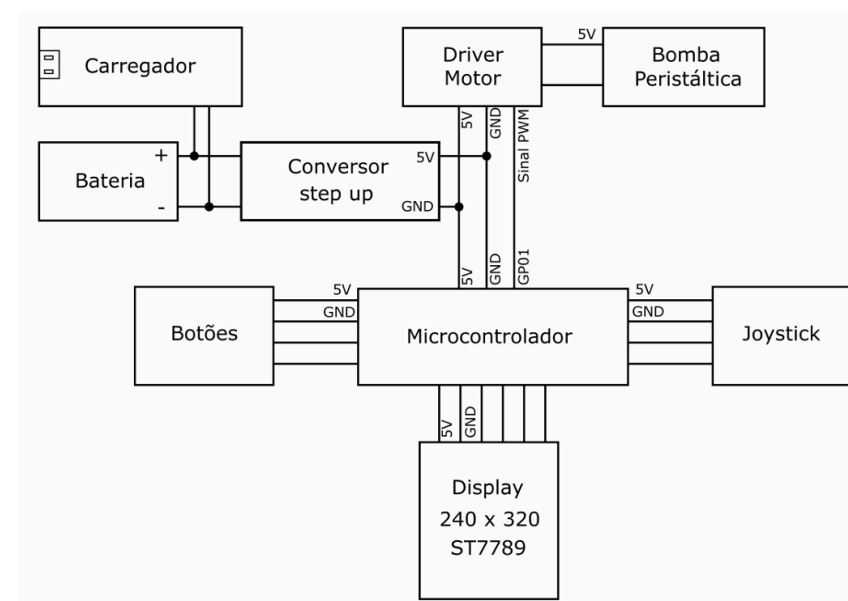
Por se tratar de um sistema embarcado, além da integração de hardware, ainda é necessário integrar software. Durante o processo de construção, é comum construir códigos-fonte específicos para testar, por exemplo, se o microcontrolador consegue acionar a bomba. Neste tipo de teste, muitos parâmetros são alterados diretamente no código-fonte para agilizar o processo de teste do hardware. Mas, a partir da integração, começa a existir a preocupação com a forma como o usuário interage com o sistema, e intervenções no código-fonte já não são mais corriqueiras.

O sistema foi concebido para operar como um dispositivo embarcado portátil de infusão contínua. A arquitetura de controle funciona em malha aberta, com supervisão do usuário, onde os parâmetros de vazão e volume são inseridos por meio da interface homem-máquina (IHM) e processados pelo microcontrolador. A bomba peristáltica é ativada quando o usuário aperta o botão A e é desativada após o pressionamento do botão B.

Um imenso esforço foi aplicado na busca por um sistema de atuação perfeito, contudo, as dificuldades encontradas fizeram com que o protótipo de integração ainda tenha alguns pontos negativos, sendo o principal deles o encaixe do equipo de infusão: devido ao uso de uma bomba comprada pronta, não é possível trocar o tubo original por um equipo médico. Além disso, o controle de vazão não é tão preciso devido ao uso de um motor de corrente contínua em um sistema de malha aberta, prática que não fornece um manuseio com controle tão minucioso quanto sistemas com *feedback* ou tecnologias de alta precisão. Essas contrapartidas estão sendo endereçadas no segundo protótipo que está sendo desenvolvido.

De toda forma, esse projeto mostrou que a ideia é viável com os devidos ajustes aplicados, já que um dos principais pontos da ideia foi alcançado: a portabilidade. Entre os pontos positivos do primeiro protótipo de integração estão o tamanho, o peso reduzido e o baixo consumo, fatores que garantiram que esse ponto fosse alcançado.

Figura 12 - Diagrama do protótipo de integração.



Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

O sistema é composto por três blocos: atuadores, carga e controle. O bloco de atuadores possui a bomba peristáltica e o driver de controle do motor. O de carga é formado pela bateria, o carregador da bateria e um conversor *step up* a saída de 5 Volts, necessária para a alimentação do sistema. Já a parte de controle foi feita com a placa BitDogLab, que possui uma Raspberry Pi Pico W, a manete e os botões utilizados para interagir com o sistema, boa parte dos componentes não utilizados foram removidos para reduzir o tamanho, e uma tela LCD de 2 polegadas (o ST7789) foi usada para substituir o display SSD 1360 presente na placa.

O atuador do sistema é a bomba peristáltica, que é o componente responsável por mover o fluido através do sistema de infusão. Seu funcionamento é baseado na compressão e descompressão de um tubo flexível, garantindo precisão e evitando contato direto com o líquido — característica fundamental em dispositivos médicos por motivos de biossegurança. A vazão pode ser ajustada de acordo com a velocidade do motor, o que permite o controle de dose necessário em terapias de infusão.

Já para o sistema de carga, o protótipo utiliza uma bateria de 20.000 mAh como fonte de energia, garantindo autonomia prolongada para uso contínuo. Sistemas de infusão portáteis dependem fortemente da eficiência energética, já que interrupções na entrega do medicamento podem comprometer a segurança do paciente. Em testes iniciais, o sistema apresentou autonomia de aproximadamente 4,5 dias, demonstrando boa otimização de consumo.

Em relação ao sistema de controle, o display é responsável por exibir informações importantes no sistema. Na versão apresentada nesta publicação, apenas um indicador que mostra se o estado atual do motor é exibido. Esta é apenas uma prova de conceito, logo o mais importante é saber se o que foi estudado tem o potencial de se tornar uma solução real.

Antes de realizar a integração, cada componente foi testado individualmente. No início do projeto, a bomba foi testada com a fonte de bancada; depois o driver de motor foi construído e testado com a mesma fonte; em seguida o controle de PWM foi implementado e testado com o osciloscópio; e depois foi feita a conexão da BitDogLab com o driver; e mesmo aconteceu com o display, que foi testado isoladamente; logo em seguida, o display foi incorporado à placa; a seguir, o mesmo aconteceu com a bateria; e por fim o sistema o sistema foi testado. Além dessas etapas, ainda ocorreu à incorporação de um controlador de potência e do driver do motor à placa, que não foram alterações previstas, mas afetaram positivamente o sistema. Além disso tudo, ocorreram outras mudanças, como a retirada de partes de

BitDogLab para reduzir o tamanho do protótipo. Após cada etapa foram feitos testes de integração para garantir que o sistema estava funcionando corretamente.

a nova tela foi testada isoladamente antes de ser incorporada à placa, assim como o driver do motor, que era

Para reunir todos os módulos foi feita a modelagem 3D de um encapsulamento que possui espaços internos para a alocação de cada uma das partes físicas (bateria, carregador, placa principal, driver do motor e bomba). Várias versões foram impressas, com tamanhos e formatos diferentes até chegar na versão atual.

Este texto não detalha a segunda versão do protótipo, mas o propósito é reduzir mais o tamanho do produto, implementar comunicação sem fio e usar um modelo de bomba comercial com o tamanho adequado para a inserção de um equipo usado em bombas de infusão tradicional, trazendo a ideia para um ponto mais próximo de um produto viável.

O processo de integração ocorreu de forma gradual, deste modo os riscos foram atenuados. Ainda assim, alguns incidentes ocorreram, como os defeitos no controlador de potência da *powerbank*, que no final acabou em algo positivo, pois um módulo *step up* foi integrado à placa, diminuindo a dependência do *hardware* da *powerbank*, melhorando a confiabilidade do sistema. No geral, a integração foi um processo sem grandes problemas, e o objetivo final dessa versão foi alcançado com êxito.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES OU ANÁLISE DOS DADOS

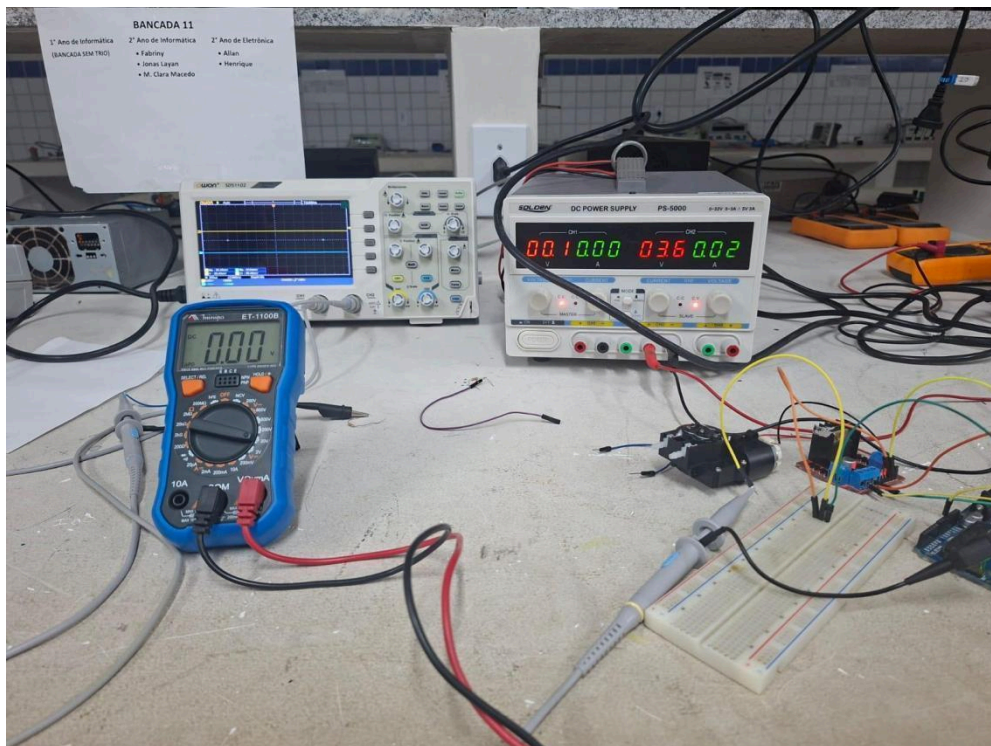
Nesta seção são apresentados e discutidos os resultados obtidos a partir dos testes realizados com as diferentes soluções de bombeamento avaliadas ao longo do desenvolvimento do projeto.

4.1 Testes de acionamento da bomba com motor DC

Foi implementada a função de controle da bomba peristáltica utilizando um motor DC, acionado por um microcontrolador Arduino Uno em conjunto com uma ponte H modelo L298N. Na análise inicial, observou-se que a bomba não apresentou funcionamento, o que motivou a investigação das possíveis causas do problema.

As hipóteses iniciais consideraram a possibilidade de tensão de alimentação insuficiente ou falha no circuito de acionamento, especificamente na ponte H. Para a verificação dessas hipóteses, realizou-se uma análise detalhada dos componentes, empregando um multímetro e um osciloscópio para avaliar a continuidade elétrica, níveis de tensão e presença de sinais nos pinos de controle do circuito.

Figura 13: Bitdoglab Com Controle PWM.



Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

A partir dessa análise, identificou-se que uma das saídas da ponte H L298N encontrava-se danificada, impedindo o acionamento adequado do motor da bomba. Esse defeito confirmou a causa do não funcionamento observado inicialmente.

Em continuidade aos testes, o circuito de acionamento foi reconfigurado utilizando um transistor Darlington TIP120, associado a um resistor de 2,2 k Ω . Nessa nova configuração, verificou-se que, quando a fonte de alimentação era conectada diretamente ao circuito, a bomba apresentava funcionamento normal. No entanto, ao montar o circuito em protoboard, observou-se um atraso no acionamento da bomba, que passava a operar apenas após determinado intervalo de tempo.

Esse comportamento indicou possíveis limitações relacionadas à estabilidade da alimentação, às perdas no circuito montado em protoboard ou à necessidade de ajustes no estágio de controle do transistor. Dessa forma, concluiu-se que, embora a solução com transistor seja funcional, ainda requer otimizações para garantir maior confiabilidade e resposta imediata.

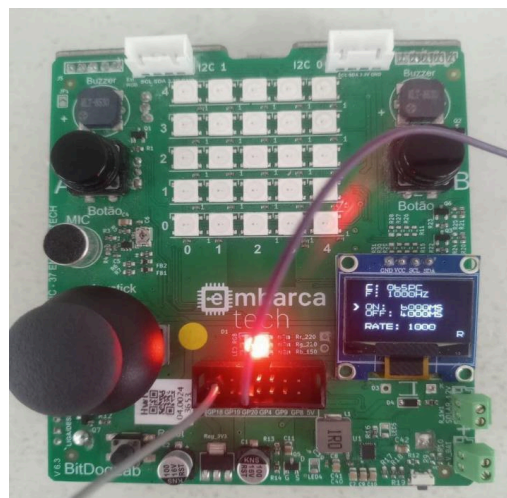
Como etapas futuras, estão previstas modificações no código de controle, bem como o aperfeiçoamento do circuito de acionamento com o objetivo de suportar fontes de alimentação superiores a 7,2 V. Também será avaliada a utilização de um diodo zener para estabilização da tensão, visando melhorar o desempenho do sistema e preparar a transição do protótipo para a placa de circuito impresso final, mantendo o foco em uma solução de baixo custo e maior robustez operacional.

4.2 Resultados e discussão do sistema de controle PWM com FreeRTOS

Durante o segundo teste, foi desenvolvido e avaliado um sistema de controle de sinais PWM utilizando a placa BitDogLab, baseada no Raspberry Pi Pico W, com suporte ao sistema operacional de tempo real FreeRTOS. O principal resultado desta etapa foi a implementação de uma interface de usuário funcional, permitindo a configuração e visualização de parâmetros do sinal PWM por meio de um display OLED SSD1306, com interação realizada via joystick e botões físicos.

A interface desenvolvida possibilitou a visualização em tempo real dos parâmetros Duty Cycle, frequência, tempo ON, tempo OFF e taxa de incremento (Rate). Observou-se que os parâmetros de Duty Cycle e frequência permaneceram fixos no código-fonte, sendo ajustáveis apenas por meio de recompilação do firmware, enquanto os tempos ON, OFF e o Rate puderam ser modificados dinamicamente pelo usuário. Essa decisão de projeto contribuiu para maior estabilidade do sistema durante os testes iniciais em laboratório.

Figura 14 - Bitdoglab exibindo menu de controle de PWM.



Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

O controle por joystick mostrou-se intuitivo e responsivo, permitindo a navegação entre os parâmetros e o ajuste preciso dos valores. Os botões físicos possibilitaram o acionamento e a interrupção do sinal PWM, enquanto o display indicou corretamente o estado de execução do sistema por meio de um marcador visual, facilitando o acompanhamento em tempo real.

No que se refere à geração do sinal PWM, os pinos configurados para saída por hardware apresentaram funcionamento estável, permitindo a conexão direta de dispositivos como LEDs e motores de corrente contínua. A lógica de alternância entre os ciclos ON e OFF foi gerenciada por uma task dedicada do FreeRTOS, garantindo precisão temporal e evitando bloqueios no sistema. A divisão do software em múltiplas tarefas — leitura do joystick, atualização do display, verificação dos botões e controle do PWM — proporcionou um funcionamento assíncrono eficiente e confiável.

Os testes experimentais foram realizados em ambiente de laboratório com o auxílio de um osciloscópio. Os resultados obtidos demonstraram que a frequência exibida no display OLED, como por exemplo 1000 Hz, foi confirmada pelo sinal medido. Da mesma forma, o Duty Cycle configurado no código coincidiu com a forma de onda observada no instrumento de medição. Além disso, os tempos ON e OFF programados via joystick foram respeitados com precisão, alternando corretamente o estado do PWM conforme os valores definidos pelo usuário.

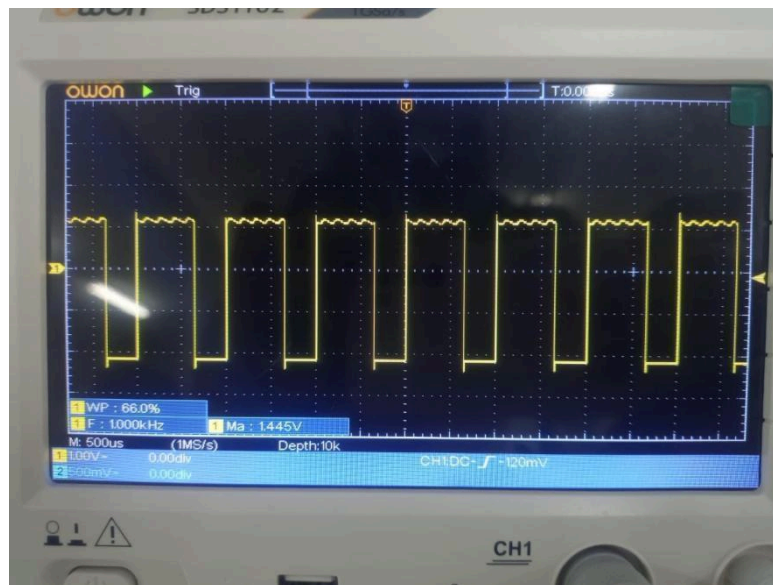


Figura 15 - Teste do PWM no Osciloscópio.

Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

Esses resultados validaram a confiabilidade do sistema desenvolvido, evidenciando que a interface criada representa fielmente o comportamento físico do sinal PWM gerado pela placa.

O projeto resultou no desenvolvimento de uma interface prática e validada experimentalmente para a geração de sinais PWM na placa BitDogLab. O sistema permite a realização de testes iniciais com dispositivos eletrônicos, como LEDs e motores de corrente contínua, além da configuração interativa dos ciclos ON e OFF por meio do joystick e da visualização em tempo real dos parâmetros no display OLED.

Embora os parâmetros de Duty Cycle e frequência sejam definidos diretamente no código-fonte, a flexibilidade proporcionada pelo ajuste dinâmico dos tempos ON e OFF já possibilita uma ampla variedade de testes em bancada, atendendo aos objetivos propostos para esta etapa do projeto.

4.3 Resultados e Discussão dos Testes de Autonomia da Bateria

Após a validação do controle do motor e do sistema PWM, procedeu-se à avaliação da autonomia energética do protótipo.

Durante os testes iniciais do sistema, realizados sem a utilização do display colorido, avaliou-se a autonomia energética do protótipo utilizando uma bateria com capacidade nominal de 20.000 mAh. O software foi desenvolvido inicialmente com o motor e o driver desacoplados, permitindo a validação do consumo energético da placa e dos demais periféricos de forma isolada.

Paralelamente ao desenvolvimento do software, o sistema foi mantido em funcionamento contínuo, alimentado exclusivamente pela bateria, a qual iniciou o ensaio com carga total. O teste foi conduzido até a completa descarga da bateria, permitindo a medição direta do tempo de operação do sistema. Como resultado, observou-se que a bateria foi capaz de alimentar o sistema por aproximadamente 4,5 dias, evidenciando uma autonomia superior às necessidades previstas para a aplicação proposta e suficiente para a implementação do primeiro protótipo funcional.

Após a validação da autonomia energética, a bateria testada foi integrada de forma definitiva ao sistema, passando a atuar como fonte de alimentação principal, responsável por suprir energia tanto para a placa de controle quanto para o motor. Esse resultado confirma a viabilidade do uso de baterias de alta capacidade como solução de alimentação para o sistema desenvolvido, contribuindo para sua portabilidade e operação contínua.

4.4 Resultados e Discussão dos Dados de Vazão

Com o sistema plenamente funcional e energeticamente validado, foram realizados os testes de medição de volume e vazão. Durante todos os testes, o tempo de operação foi mantido constante em 5 minutos, de modo que a única variável alterada entre os ensaios foi o Volume Alvo, definido em 20 mL e 25 mL. Dessa forma, foi possível analisar diretamente a influência do volume programado sobre a precisão do sistema e o comportamento da vazão.

A análise dos dados obtidos indica que o sistema apresentou melhor desempenho relativo ao operar com o Volume Alvo de 25 mL. Para esse valor, o erro percentual médio foi de 3,84%, enquanto para o Volume Alvo de 20 mL o erro médio foi de 4,25%. Esse resultado sugere que o sistema apresenta maior precisão percentual em volumes mais elevados, mesmo mantendo as mesmas condições de acionamento do motor e controle do PWM.

Em relação ao desvio absoluto, observou-se um valor médio de -0,96 mL para o Volume Alvo de 25 mL e de -0,85 mL para 20 mL. Embora o desvio absoluto seja ligeiramente maior para o volume mais elevado, o impacto relativo desse desvio é menor quando comparado ao volume total, justificando o menor erro percentual. Em todos os ensaios realizados, os desvios foram negativos, caracterizando uma tendência sistemática à submissão.

Quanto ao desempenho da vazão, os resultados demonstraram valores médios de 0,0801 mL/s para o Volume Alvo de 25 mL e 0,0638 mL/s para 20 mL. Essa diferença era esperada, uma vez que o sistema buscou atingir volumes distintos dentro do mesmo intervalo de tempo. Observa-se, entretanto, que mesmo operando com vazão mais elevada, o sistema manteve menor erro percentual, indicando um melhor comportamento dinâmico em regimes de maior vazão dentro do intervalo analisado.

Todos os ensaios foram realizados mantendo constantes o ciclo de trabalho (85%), a frequência (1000 Hz), a tensão de alimentação (5,0 V), o tempo de operação (5 min) e o material da mangueira (silicone). O fluido foi coletado em proveta química graduada.

Tabela 1 – Resultados dos testes experimentais de medição de volume e vazão.

Ensaio	Volume Alvo (mL)	Volume Medido (mL)	Desvio (mL)	Erro (%)	Vazão (mL/s)
1	25	24,0	-1,0	4,00	0,0800
2	20	19,1	-0,9	4,50	0,0637
3	25	24,1	-0,9	3,60	0,0803
4	20	19,2	-0,8	4,00	0,0640
5	25	23,9	-1,1	4,40	0,0797
6	20	19,3	-0,7	3,50	0,0643
7	25	24,2	-0,8	3,20	0,0807
8	20	19,0	-1,0	5,00	0,0633
9	25	24,0	-1,0	4,00	0,0800
10	20	24,3	-0,7	2,80	0,0810

Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

A baixa dispersão dos resultados, evidenciada pelo reduzido desvio padrão das medições, demonstra boa repetibilidade e consistência do sistema, reforçando sua confiabilidade para aplicações experimentais em bancada. Os resultados obtidos validam o funcionamento do sistema de controle de volume e vazão, ao mesmo tempo em que indicam a necessidade de calibração futura para reduzir a tendência à submedição, especialmente em volumes menores.

4.5 Resultados Parciais

Ao término das etapas de desenvolvimento e validação, obteve-se um protótipo funcional de um sistema de infusão portátil, baseado em uma bomba peristáltica controlada pelo microcontrolador Raspberry Pi Pico W. O sistema integra controle por PWM, interface de usuário composta por display, joystick e botões, além de alimentação por bateria de 20 000 mAh.

Os testes realizados demonstraram funcionamento estável do sistema, com autonomia energética de aproximadamente 4,5 dias, atendendo aos requisitos definidos para o protótipo. O controle da vazão e do volume de fluido foi validado experimentalmente, conforme apresentado nas seções anteriores.

O protótipo final foi encapsulado em uma estrutura desenvolvida pelo próprio grupo, projetada por meio de modelagem tridimensional (design 3D) e fabricada por impressão 3D. O encapsulamento apresenta organização modular, permitindo a separação entre os subsistemas eletrônicos, mecânicos e de alimentação, facilitando a montagem e futuras manutenções.



Figura 16 - Protótipo Finalizado.

Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

Dessa forma, o protótipo obtido constitui uma base funcional e validada para a continuidade do projeto, possibilitando futuras melhorias e adaptações conforme os requisitos da aplicação.

5 CONCLUSÃO/CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente trabalho alcançou seu objetivo principal ao apresentar o processo de desenvolvimento e a validação de um protótipo funcional (versão 1.0) de uma bomba de infusão peristáltica portátil. Este dispositivo pretende promover a descentralização do tratamento oncológico no Rio Grande do Norte, conforme evidenciado pelos dados da Liga Contra o Câncer, mitigando o desgaste dos pacientes e otimizando a infraestrutura hospitalar.

Entre os resultados mais relevantes, a autonomia do dispositivo foi um destaque, alcançando aproximadamente 4,5 dias de operação contínua com uma bateria de 20.000 mAh. Isso superou o tempo necessário para um ciclo de infusão quimioterápica comum.

O controle de vazão, implementado por meio de PWM, demonstrou boa repetibilidade nos testes, com um baixo erro percentual médio (4,25% e 3,84%). Embora tenha sido observada uma tendência sistemática à subdosagem que requer calibração futura.

Em termos de *hardware*, o sistema foi desenvolvido para ser robusto e portátil, com encapsulamento feito por impressão 3D e um *driver* de motor próprio. Essa abordagem cumpriu o requisito fundamental de portabilidade.

O protótipo confirmou o potencial da arquitetura desenvolvida para descentralizar o tratamento oncológico, servindo como uma base sólida para o desenvolvimento de uma futura versão em malha fechada e com maior precisão.

As principais contribuições deste estudo residem na proposição de um modelo tecnológico de baixo custo que suporta a descentralização do cuidado oncológico e estabelece um precedente para o desenvolvimento de dispositivos médicos no contexto brasileiro. A aplicação prática de conceitos de Sistemas Embarcados demonstra o potencial para otimizar recursos públicos e, fundamentalmente, melhorar a qualidade de vida dos pacientes.

Como trabalhos futuros, sugere-se a realização de testes clínicos controlados para validação da eficácia e segurança do dispositivo em ambiente real, implementar a comunicação dos dados via rede para garantir a privacidade total do paciente conforme as normas vigentes (LGPD), e a exploração de novas funcionalidades, como a integração com sistemas de dosagem personalizada que possibilite evitar eventos adversos. A expansão da conectividade para incluir redes celulares (4G/5G) e a implementação de um aplicativo móvel

para pacientes e cuidadores também são possibilidades promissoras para futuras pesquisas e o desenvolvimento de uma versão 2.0.

6 REFERÊNCIAS

ALMEIDA, Rodrigo Maximiano Antunes de; MORAES, Carlos Henrique Valério de; SERAPHIM, Thatyana de Faria Piola. **Programação de sistemas embarcados: desenvolvendo software para microcontroladores em linguagem C**. 1. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2016.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR IEC 60601-1-2: Equipamento eletromédico - Parte 1-2: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial - Norma Colateral: Perturbações eletromagnéticas**. Rio de Janeiro: ABNT, 2017.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR IEC 60601-2-24: Equipamento eletromédico - Parte 2-24: Requisitos particulares para a segurança básica e o desempenho essencial de bombas e controladores de infusão**. Rio de Janeiro: ABNT, 2013.

AUTODESK. Tinkercad. [S. l.], 2026. Disponível em: <https://www.tinkercad.com/>. Acesso em: 30 jan. 2026.

BROILO, F. Desenvolvimento de um protótipo de bomba de infusão peristáltica de baixo custo. 2024. Monografia (Bacharelado em Engenharia Biomédica) – Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre, Porto Alegre, 2024.

FONSECA, B. P. et al. Geographic accessibility to cancer treatment in Brazil: A network analysis. **The Lancet Regional Health - Americas**, v. 7, 100153, 2022.

IARC – INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER. **World Cancer Report 2024: Cancer Research for Cancer Prevention**. Lyon: IARC, 2024.

INCA - Instituto Nacional de Câncer. **Mortalidade por câncer deve aumentar 98,5% até 2050**. Projeção é da Agência Internacional de Pesquisa em Câncer. 2025. Disponível em: <https://www.gov.br/inca/pt-br/assuntos/noticias/2025/mortalidade-por-cancer-deve-aumentar-98-5-ate-2050>. Acesso em: 07 jan. 2026.

KLESPITZ, J.; KOVÁCS, L. Peristaltic Pumps - A Review on Operating Principles and Applications. **Proceedings of the 11th IEEE International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics (SAMI 2013)**, Herl'any, Slovakia, p. 211-215, 2013.

LIGA CONTRA O CÂNCER. **Primeiro mês de atendimentos do Centro de Diagnóstico e Ensino do Seridó economiza 170.000 km em viagens a Natal**. 2025. Disponível em: <https://ligacontraocancer.com.br/noticias/primeiro-mes-atendimentos-liga-currais-novos/>. Acesso em: 08 jan. 2026.

LIGA CONTRA O CÂNCER. **Relatório Anual 2024**. Natal: Liga Contra o Câncer, 2024. 78 p. Disponível em:

<https://ligacontraocancer.com.br/wp-content/uploads/2025/09/Relatorio-Anual-da-Liga-Contr-a-o-Cancer-2024-Digital-compactado.pdf>. Acesso em: 09 jan. 2026.

MARKOS, J. G. **Design and Development of a Medical Syringe Pump**. 2. ed. [S.l.]: Engineering Press, 2013 (apud MORAES, 2016).

MARTIN, J. et al. Errors in continuous drug infusions: are they avoidable? **Journal of Clinical Nursing**, v. 16, n. 1, p. 111-117, 2007.

MORAES, Diogo Luis de. **Desenvolvimento de um sistema de controle e medição de vazão para bombas peristálticas**. 2016. 71 f. Monografia (Graduação em Engenharia de Controle e Automação) – Escola de Minas, Universidade Federal de Ouro Preto, Ouro Preto, 2016.

MOUSAVIFARD, S. M. **Design and Implementation of an Energy-Efficient Infusion Pump Control System**. 2024. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Technical University of Munich, Munique, 2024.

NOVAK, A. C. et al. Monitoramento remoto de pacientes adultos com câncer em tratamento quimioterápico: scoping review. **Ciência, Cuidado e Saúde**, v. 24, e72599, 2025.

PAGATINI, Guilherme. **Sistema especialista protótipo para diagnóstico de falhas em equipamentos de infusão**. 2017. 114 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2017.

PRADO, T. A. **Implementação de um controlador PID embarcado para o controle em malha fechada de um estimulador neuromuscular funcional**. 2009. 112 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Universidade Estadual Paulista (UNESP), Ilha Solteira, 2009.

PRESSMAN, Roger S.; MAXIM, Bruce R. **Engenharia de software: uma abordagem profissional**. 8. ed. Porto Alegre: AMGH, 2016.

RASPBERRY PI. **Raspberry Pi Pico W: documentation (Pico-series microcontrollers)**. 2021. Disponível em: <https://www.raspberrypi.com/documentation/microcontrollers/pico-series.html>. Acesso em: 15 jan. 2026.

RISCALA, C. et al. Performance Evaluation of Open-loop vs Closed-loop Infusion Systems. **Journal of Medical Devices**, v. 10, n. 2, p. 021005, 2016.

SABBAGH DIT HAWASLI, Racha; BARTON, Stephen; NABHANI-GEBARA, Shereen. Ambulatory chemotherapy: past, present, and future. **Journal of Oncology Pharmacy Practice**, v. 27, n. 4, p. 962-973, 2021.

SANTOS DA SILVA, M. J.; ASSUNÇÃO COSTA, L. Implantação do infusor portátil elastomérico domiciliar para pacientes com câncer colorretal avançado. **Jornal de Assistência Farmacêutica e Farmacoeconomia**, v. 6, n. 1, 2022.

SOMMERVILLE, Ian. **Engenharia de software**. 9. ed. São Paulo: Pearson, 2011.

URSINO, Willen Lucas Barbosa de; SIQUEIRA, Fabio; GONÇALVES, Hugo Carvalho Barros. Avaliação do uso de infusores elastoméricos com fluorouracil em um hospital público do Distrito Federal. **Revista Eletrônica Acervo Saúde**, v. 24, n. 3, e15088, 2024.