

Robótica na saúde: construção e testes de um robô de triagem médica

Robotics in healthcare: construction and testing of a medical triage robot

Engenharia de Controle e Automação

Luiz Eduardo Morais de Oliveira (engenluizeduardo@gmail.com)

Graduado em Engenharia Mecatrônica pela Universidade Presbiteriana Mackenzie.

Rogério Issamu Yamamoto (leandro.poloni@gmail.com)

Doutor em Engenharia Mecânica pela Universidade de São Paulo (USP) e professor da Universidade Presbiteriana Mackenzie e da Faculdade Engenheiro Salvador Arena (FESA).

FTT Journal of Engineering and Business

• SÃO BERNARDO DO CAMPO, SP JUN. 206

• ISSN 2525-8729

Submissão: 21 abr. 2025 Aceitação: 22 maio 2026

Sistema de avaliação: às cegas dupla (double blind review)

FACULDADE ENGENHEIRO SALVADOR ARENA, p. 176 - p. 196

FTT JOURNAL
of Engineering and Business



Resumo

Este trabalho apresenta o desenvolvimento e a avaliação de um protótipo de robô de telepresença para triagem médica com aquisição remota de temperatura corporal e frequência cardíaca. A metodologia compreendeu a definição dos requisitos do sistema, a seleção dos componentes por matriz de decisão ponderada e a avaliação experimental em bancada. O protótipo apresentou custo total de R\$ 843,60. A velocidade linear experimental foi de 0,081 m/s, com erro percentual de 10,96% em relação ao valor teórico. Na avaliação dos sensores fisiológicos, o sensor de temperatura apresentou erro absoluto médio de 1,43°C em comparação com o instrumento de referência, enquanto o sensor de frequência cardíaca apresentou erro absoluto médio de 2,30 BPM e erro percentual médio de 2,87%, compatível com o critério de precisão estabelecido para o protótipo. Os resultados demonstram a viabilidade da arquitetura proposta como prova de conceito para integração entre mobilidade, monitoramento fisiológico e comunicação remota, indicando a necessidade de validação em ambiente clínico e utilização de sensores com certificação médica para aplicações assistenciais.

Palavras-chave: Robô. Saúde. Telepresença.

Abstract

This study presents the development and evaluation of a telepresence robot prototype for medical triage, featuring remote body temperature and heart rate acquisition. The methodology involved defining system requirements, selecting components using a weighted decision matrix, and conducting experimental bench testing. The prototype had a total cost of R\$ 843.60. The experimental linear speed was 0.081 m/s, with a percentage error of 10.96% relative to the theoretical value. In the physiological sensor evaluation, the temperature sensor showed a mean absolute error of 1.43°C compared to the reference instrument, while the heart rate sensor showed a mean absolute error of 2.30 BPM and a mean percentage error of 2.87%, meeting the accuracy criteria established for the prototype. The results demonstrate the feasibility of the proposed architecture as a proof of concept for integrating mobility, physiological monitoring, and remote communication, while highlighting the need for validation in a clinical setting and the use of medically certified sensors for healthcare applications.

Keywords: Robot. Health. Telepresence.

Introdução

A triagem médica é o processo por meio do qual profissionais de saúde avaliam pacientes na admissão hospitalar para classificar a gravidade clínica e priorizar o atendimento, sendo o Protocolo de Manchester uma das metodologias mais utilizadas internacionalmente para essa finalidade. Segundo Mackway-Jones, Marsden e Windle (2013), o protocolo classifica os pacientes em cinco níveis de prioridade por cores: vermelho (emergência), laranja (muito urgente), amarelo (urgente), verde (pouco urgente) e azul (não urgente), definidos a partir da aferição de sinais vitais como temperatura, pressão arterial, frequência respiratória e frequência cardíaca (Manta et al., 2020).

A avaliação presencial de pacientes pressupõe, no entanto, proximidade física entre profissional e paciente, o que pode ser inviável em cenários de isolamento, risco de contágio ou difícil acesso geográfico, situação agravada durante a pandemia de Covid-19, quando cerca de 29% dos profissionais de saúde da linha de frente foram infectados no exercício da função (Firew et al., 2020). Nesse contexto, a literatura tem explorado soluções de telepresença para reduzir o contato direto: robôs assistivos em enfermarias de isolamento têm sido empregados para videoconferência, monitoramento e prevenção de infecções cruzadas (Yang et al., 2020); tecnologias biométricas remotas permitem a coleta de sinais vitais para apoiar triagens à distância (Manta et al., 2020); e, em regiões remotas, a telepresença robótica amplia o acesso ao cuidado e reduz transferências desnecessárias (Russell et al., 2024). O robô de telepresença surge, assim, como uma alternativa tecnológica plausível para a etapa inicial da avaliação clínica, combinando comunicação remota e coleta de sinais vitais.

Este trabalho descreve um protótipo de pesquisa, com custo total de montagem inferior a R\$ 1.000,00, concebido como prova de conceito para coletar temperatura corporal e frequência cardíaca por meio de uma plataforma móvel controlada remotamente. O estudo concentra-se na integração entre mobilidade, comunicação sem fio e monitoramento fisiológico, e não na substituição de dispositivos clínicos certificados.

As contribuições deste estudo são: (a) demonstração de que é tecnicamente viável desenvolver um protótipo de robô de telepresença com coleta de sinais vitais (temperatura corporal e frequência cardíaca) a um custo de montagem inferior a R\$ 1.000,00, contrastando com os valores declarados para sistemas comerciais equivalentes, como InTouch Vita (US\$ 80.000,00), Double 3 e Temi 3

(Double Robotics, 2022; Intouch Health, 2022; Temi, 2022), e evidenciando que a barreira de custo não é impeditiva para a integração de mobilidade e sensoriamento fisiológico em uma única plataforma; e (b) demonstração de que a abordagem proposta é funcional para os cenários de atendimento à distância descritos, oferecendo um ponto de partida replicável para grupos de pesquisa e serviços de saúde com recursos limitados que busquem soluções para triagem remota em contextos de isolamento, contenção de contágio ou acesso geográfico restrito.

Referencial teórico

A triagem funciona como instrumento de alocação de recursos limitados em unidades de urgência, e sua eficácia depende do sistema de classificação adotado. Comparações entre o Manchester Triage System (MTS) e o Emergency Severity Index (ESI) indicam que o MTS oferece maior granularidade diagnóstica e está associado a menor tempo de permanência em cenários de trauma (Ingielewicz et al., 2025), o que reforça sua adoção como referência neste estudo.

Nesse contexto, robôs de serviço e sistemas de telepresença surgem como alternativas tecnológicas para viabilizar essa triagem à distância (Holland et al., 2021). O estado da arte já demonstra viabilidade técnica para robôs de triagem: a plataforma Dr. Spot realiza triagem sem contato, medindo temperatura cutânea (erro médio de 0,3°C), frequência cardíaca e respiratória com precisão comparável a métodos tradicionais (Huang et al., 2022); outras soluções integram sensores de radar mmWave e imagem térmica para monitoramento contínuo (Liao et al., 2023); e revisões da literatura apontam que a integração multimodal de sensores em plataformas móveis pode reduzir o tempo de espera e otimizar o fluxo clínico (Souza et al., 2024).

O quadro 1 apresenta uma análise comparativa entre robôs de telepresença comerciais de referência, considerando características, custo estimado, desempenho de velocidade, disponibilidade de sensores biomédicos e status de certificação clínica:

Quadro 1 – Análise comparativa entre o protótipo desenvolvido e robôs comerciais de telepresença.

Característica	Double 3	InTouch Vita	Temi 3
Custo aproximado	US\$ 4.499	US\$ 80.000	US\$ 5.000
Velocidade máxima	N/D	1,5 m/s	~1,0 m/s
Sensores biomédicos	Não	Integráveis (externo)	Não
Comunicação	WiFi / 4G	WiFi / 4G	WiFi / 4G
Certificação médica	Não	Sim (FDA)	Não
Finalidade principal	Escritório e educação	Teleconsulta hospitalar	Doméstico e hospitalar

Fontes: Double Robotics (2022), InTouch Health (2022), Temi (2022).

Conforme evidenciado no quadro 1, os custos variam de US\$ 4.499 (Double 3) a US\$ 80.000 (InTouch Vita), sendo este último o único a oferecer certificação médica (FDA) e sensores biomédicos integráveis, diferenciais que justificam seu custo consideravelmente superior frente aos concorrentes, que não realizam coleta de sinais vitais. Ainda assim, o uso de telepresença robótica em cuidados críticos pode gerar economias de até US\$ 1,1 milhão por ano, devido à redução de transportes médicos e intervenções precoces que reduzem a mortalidade em até 59% (Teng et al., 2022), o que evidencia o potencial valor clínico e financeiro de soluções de menor custo que incorporem sensoriamento fisiológico. Essa relevância do sensoriamento fisiológico se justifica pelo papel dos sinais vitais como preditores de desfechos críticos, uma vez que o monitoramento contínuo dessas variáveis pode antecipar choques sépticos horas antes de serem realizadas medições manuais intermitentes (Choi et al., 2022).

Por fim, ao avaliar a implementação dessas tecnologias, deve-se considerar o efeito Hawthorne, definido como a mudança de comportamento humano decorrente da consciência de estar sob observação (Berkhout et al., 2022). Estudos em ambientes de trauma mostram que o desempenho da equipe pode declinar gradualmente após a introdução de observadores, o que sugere que testes piloto de robôs devem ser interpretados com cautela para distinguir o

desempenho técnico do sistema em relação à reatividade comportamental inicial do voluntário observado (Gyedu et al., 2024).

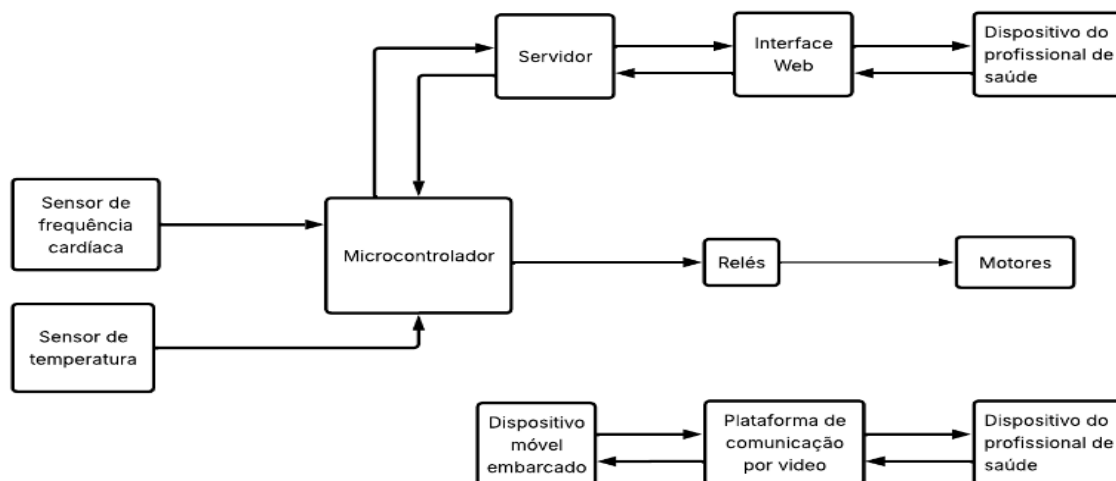
Metodologia

O desenvolvimento do protótipo foi conduzido em três etapas: definição dos requisitos do sistema, seleção dos componentes e avaliação do funcionamento e do desempenho. A primeira etapa estabeleceu os requisitos funcionais e não funcionais utilizados como referência para o desenvolvimento do sistema. Na segunda, foram selecionados os componentes por meio de critérios técnicos e econômicos previamente definidos. Na terceira etapa, foram realizados ensaios de bancada para avaliar a mobilidade da plataforma e o desempenho dos sensores fisiológicos.

Requisitos do sistema

A arquitetura do sistema foi composta por um microcontrolador responsável pelo processamento das informações e gerenciamento dos dispositivos embarcados; sensores para aquisição de temperatura corporal e frequência cardíaca; motores de corrente contínua acionados por módulos de relé para a locomoção da plataforma; módulo de comunicação sem fio para transmissão dos dados e recebimento de comandos remotos e um sistema independente de videochamada executado em dispositivo móvel embarcado, permitindo comunicação audiovisual entre paciente e profissional de saúde sem integração direta ao microcontrolador. A organização funcional do sistema é apresentada na figura 1.

Figura 1 – Fluxograma de funcionamento do projeto



Fonte: elaboração dos autores (2022).

A partir dessa arquitetura foram definidos os requisitos funcionais do sistema. A plataforma deveria executar movimentos de avanço, recuo e rotações nos dois sentidos por controle remoto. O microcontrolador deveria disponibilizar, no mínimo, quatro portas digitais para acionamento dos relés, uma entrada analógica para leitura do sensor de temperatura e duas portas destinadas ao sensor de frequência cardíaca. O sensor de temperatura deveria operar na faixa de 35°C a 38°C, correspondente aos limiares considerados pelo Protocolo de Manchester (Mackway-Jones; Marsden; Windle, 2013), com incerteza máxima de $\pm 0,5^\circ\text{C}$. O sensor de frequência cardíaca deveria abranger a faixa de 40 a 140 BPM, compatível com valores utilizados na triagem clínica (Candel et al., 2022), com incerteza máxima de $\pm 5\%$ da leitura. O sistema também deveria transmitir dados e receber comandos por rede Wi-Fi, enquanto a comunicação audiovisual deveria ocorrer por plataforma de videochamada independente.

Os requisitos não funcionais estabeleceram como restrições de projeto o custo máximo de R\$ 1.000,00, dimensões compatíveis com a acomodação dos componentes embarcados e compatibilidade elétrica entre os dispositivos selecionados, dispensando circuitos adicionais de adaptação. Esses requisitos constituíram os critérios utilizados nas etapas subsequentes de seleção dos componentes e avaliação experimental.

Seleção dos componentes

A seleção dos componentes foi realizada em duas etapas. Inicialmente foram selecionados a estrutura física, o microcontrolador, os sensores e as ferramentas de software, cujos critérios independem da massa total do sistema. Após essa definição, foi estimado o peso embarcado, utilizado como parâmetro para a seleção dos motores.

Antes da comparação técnica, todas as alternativas foram submetidas a um critério eliminatório baseado no custo unitário, excluindo-se os componentes incompatíveis com o orçamento estabelecido. As alternativas remanescentes foram avaliadas por meio de uma matriz de decisão ponderada construída a partir das especificações técnicas disponibilizadas pelos fabricantes. O custo recebeu peso de 50%, por constituir a principal restrição não funcional do projeto; os critérios técnicos diretamente relacionados aos requisitos funcionais receberam peso de 30%; e os critérios complementares receberam peso de 20%. Cada alternativa recebeu pontuação entre 1 e 5 para cada critério, sendo selecionado o componente que apresentou o maior a maior pontuação final.

As especificações técnicas foram obtidas em folhas de dados, catálogos de fabricantes e documentação técnica. Os custos foram levantados em julho de 2022 por meio de pesquisa nos mercados nacionais e internacionais de componentes eletrônicos, considerando o menor preço disponível para cada item e desconsiderando o frete. Os valores originalmente cotados em dólar foram convertidos para reais utilizando a cotação PTAX média de compra do Banco Central do Brasil referente ao mesmo período (Banco Central do Brasil, 2022).

Os critérios de avaliação foram definidos conforme a função de cada componente no sistema. Para a estrutura física foram considerados densidade e custo. O microcontrolador foi avaliado pelo número de portas de entrada e saída, interfaces de comunicação e custo. Os motores foram comparados quanto ao torque nominal e ao custo, considerando o peso total estimado da plataforma. Para o sensor de temperatura adotaram-se faixa de medição, precisão e custo; para o sensor de frequência cardíaca, tensão de alimentação e custo. O ambiente de desenvolvimento foi selecionado com base na compatibilidade com o microcontrolador e na disponibilidade de bibliotecas, enquanto a plataforma de monitoramento remoto foi avaliada pela compatibilidade com o protocolo de comunicação e pelo custo de utilização. Os componentes selecionados são apresentados na seção de análise e discussão dos resultados.

Metodologia de avaliação de funcionamento e desempenho

Os ensaios foram conduzidos em ambiente de bancada para se verificar o atendimento aos requisitos definidos na seção requisitos do sistema. Foram avaliados os subsistemas de mobilidade e de sensoriamento fisiológico. Os resultados apresentam caráter exploratório e não constituem validação clínica.

Avaliação da mobilidade

A mobilidade foi verificada pela execução dos movimentos de avanço, recuo, rotação à direita e rotação à esquerda, além da estimativa da velocidade linear da plataforma. A velocidade teórica foi calculada a partir da velocidade angular nominal dos motores e do raio das rodas, conforme a equação 1:

$$v_{\text{teo}} = \omega \times r \quad (1)$$

em que v_{teo} representa a velocidade linear teórica, ω a velocidade angular dos motores e r o raio das rodas. A velocidade experimental foi obtida pelo tempo necessário para o deslocamento do protótipo em distância conhecida sobre superfície plana, conforme a equação 2:

$$v_{\text{exp}} = d / \Delta t \quad (2)$$

em que v_{exp} representa a velocidade linear experimental, d é a distância percorrida e Δt é o intervalo de tempo medido.

A divergência entre os valores teórico e experimental foi expressa pelo erro percentual relativo, conforme a equação 3:

$$E\% = |v_{\text{exp}} - v_{\text{teo}}| / v_{\text{teo}} \times 100 \quad (3)$$

em que $E\%$ representa o erro percentual relativo.

Avaliação dos sensores fisiológicos

O desempenho dos sensores de temperatura e frequência cardíaca foi avaliado por comparação com instrumentos de referência apresentados no quadro 2. Foram realizadas dez medições consecutivas em um voluntário para o cálculo de estatísticas descritivas. O sensor de temperatura

foi posicionado em contato com o dedo indicador do voluntário, em razão das características construtivas do sensor, que requer contato direto com a superfície cutânea (Joy-It, 2017) enquanto o instrumento de referência foi aplicado na região axilar, região vascularizada com temperatura próxima à temperatura corporal central (Gordon; Alsayouri, 2019). O sensor de frequência cardíaca foi posicionado na polpa digital do dedo indicador, região com densa rede capilar adequada ao princípio de fotopletiografia, uma vez que a ponta do dedo é utilizada para esse tipo de medição em razão da perfusão sanguínea (Manta et al., 2020), e comparado a um monitor de pulso no mesmo membro superior (Omron, 2015). A diferença entre os locais de medição constitui limitação experimental do ensaio. O erro percentual relativo entre as leituras foi calculado conforme a equação 4:

$$E\% = |x_i - r_i| / r_i \times 100 \quad (4)$$

em que E% é o erro percentual relativo, x_i é a leitura do sensor do protótipo na medição i e r_i é a leitura do instrumento de referência na mesma medição i .

Quadro 2 – Instrumentos de referência adotados na avaliação dos sensores fisiológicos

Sensor avaliado	Instrumento de referência	Faixa de medição	Incerteza declarada
Temperatura	Termômetro digital Multilaser HC070	32 °C a 42 °C	±0,1 °C
Frequência cardíaca	Monitor de pulso Omron HEM-6122	40 a 180 BPM	±5% da leitura

Fonte: fabricantes (Multilaser, [20--]; Omron, 2015).

Tratamento dos dados

As leituras obtidas foram analisadas por estatística descritiva mediante cálculo da média aritmética ($\bar{x}$), do desvio padrão amostral (s) e do erro absoluto médio (EAM) em relação ao instrumento de referência, conforme as equações 5, 6 e 7, respectivamente:

$$\bar{x} = (1/n) \sum x_i \quad (5)$$

$$s = \sqrt{[(1/(n-1)) \sum (x_i - \bar{x})^2]} \quad (6)$$

$$EAM = (1/n) \sum |x_i - r_i| \quad (7)$$

em que x_i é a leitura do sensor do protótipo na medição i ; r_i é a leitura do instrumento de referência; $\bar{x}$ é a média aritmética; e n é o número total de medições. Essas métricas permitem caracterizar,

respectivamente, a tendência central das leituras, a dispersão dos dados e o desvio sistemático do sensor em relação ao instrumento de referência, sem pressupor distribuição normal dado o reduzido tamanho amostral.

Análise e discussão dos resultados

Os resultados são apresentados em três etapas: seleção de componentes, construção e operacionalização e avaliação de funcionamento e desempenho do protótipo.

Resultado da seleção de componentes

A aplicação da matriz de decisão ponderada, associada à eliminação prévia por custo, resultou na seleção dos componentes descritos no quadro 3. Os critérios empregados consideraram as especificações técnicas disponíveis em folhas de dados, catálogos de fabricantes e informações de fornecedores comerciais.

Quadro 3 – Componentes selecionados e custo total do protótipo

Componente	Modelo / Especificação	Custo (R\$)
Madeira (pinus)	Barras e placa para chassi	24,00
Demais componentes da estrutura física	Acopladores, rodas, suportes para motor, cano PVC, suporte para celular, parafusos e cola	210,00
Componentes elétricos	Cabos e alimentação	20,00
Microcontrolador	ESP32S NodeMCU ESP-12	37,00
Sensor de temperatura	KY-028 NTC 10k	5,00
Sensor de frequência cardíaca	MAX30100	23,00
Motores DC	Micromotor DC AK380/5.5MF24R35CE	479,60
Módulo de relé	Módulo 8 relés com optoacopladores, acionamento por nível lógico, operação em 5 V	45,00
Ambiente de desenvolvimento	Arduino IDE	Gratuito
Plataforma de monitoramento remoto	Blynk IoT	Gratuito
Total geral	R\$ 843,60	

Fonte: elaboração dos autores (2022).

Na estrutura física, o pinus apresentou o maior valor (5,00), em razão da menor densidade entre as alternativas avaliadas e do menor custo unitário. A escolha desse material permitiu acomodar os componentes embarcados em uma base quadrangular de 30 cm de lado e 1 cm de espessura, compatível com o requisito definido na seção requisitos do sistema.

Para o microcontrolador, o ESP32S NodeMCU ESP-12 obteve o maior melhor resultado (5,00), por atender ao número mínimo de portas requerido, apresentar conectividade Wi-Fi integrada e possuir menor custo entre os modelos analisados. O ESP8266 NodeMCU ESP-12 e o Raspberry Pi Pico 2 W apresentaram pontuações inferiores em razão de limitações funcionais e de custo.

No caso do sensor de temperatura, o KY-028 NTC 10k foi selecionado por apresentar faixa de medição compatível com a faixa fisiológica definida nos requisitos e menor custo em relação às demais alternativas. Embora o MLX90614ESF ofereça faixa de medição superior, seu custo comprometeu a seleção. Para o sensor de frequência cardíaca, o MAX30100 obteve a maior pontuação por apresentar compatibilidade elétrica com o ESP32 e menor custo unitário. Entre os motores, o Micromotor DC AK380/5.5MF24R35CE foi selecionado por apresentar torque suficiente para a massa embarcada estimada em 0,4 kg e custo inferior ao das alternativas de maior torque.

O Arduino IDE foi selecionado como ambiente de desenvolvimento por ser gratuito, compatível com o ESP32 e amplamente documentado. A plataforma Blynk IoT foi escolhida para o monitoramento remoto por permitir interface configurável e comunicação com o ESP32 por rede Wi-Fi.

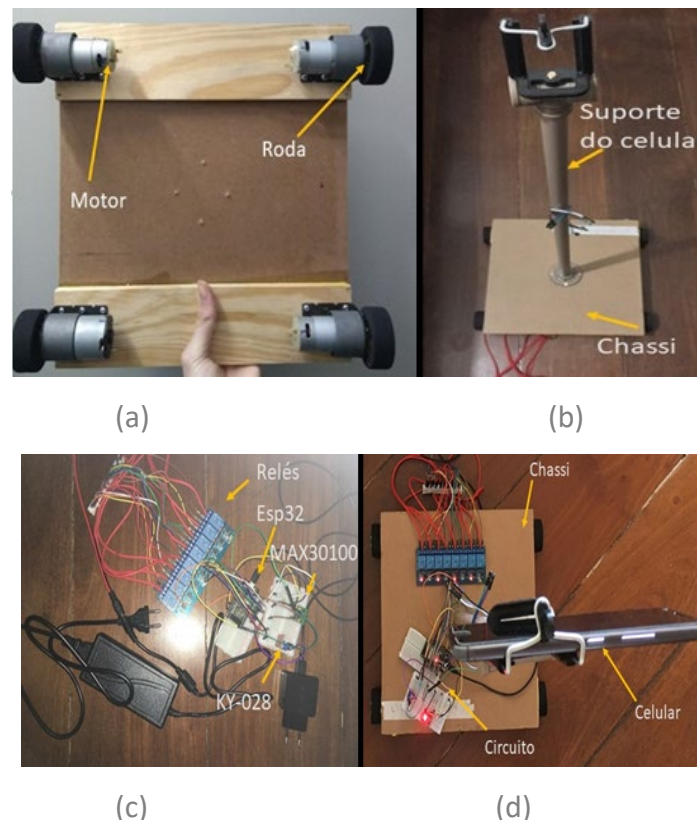
O custo total do protótipo foi de R\$ 843,60, valor inferior ao limite de R\$ 1.000,00 estabelecido nos requisitos não funcionais. O quadro 3 resume os componentes selecionados e seus respectivos custos.

Construção e operacionalização do protótipo

A montagem do protótipo foi realizada em duas etapas: construção da estrutura física e integração do circuito elétrico. O chassi foi confeccionado em madeira de pinus no formato quadrangular de 30 cm de lado, com fixação dos motores DC por suportes laterais e acoplamento das rodas por meio de conectores apropriados. Na parte superior, foi instalado o suporte para o sistema de visualização

em paralelo, composto por flange de PVC, cano de PVC e suporte para celular. As etapas de montagem são apresentadas nas figuras 2(a) e 2(b).

Figura 2 – Etapas de montagem do protótipo: (a) estrutura do chassi em madeira compensada com motores DC de 12 V fixados por suportes em L e rodas de neoprene acopladas; (b) vista superior do chassi com suporte de câmera em cano PVC de 80 cm e flange de fixação; (c) circuito elétrico embarcado composto por microcontrolador ESP32, módulos de relé, sensor MAX30100 e sensor KY-028 montados sobre o chassi; (d) protótipo completo e funcional em operação.



Fonte: elaboração dos autores (2022).

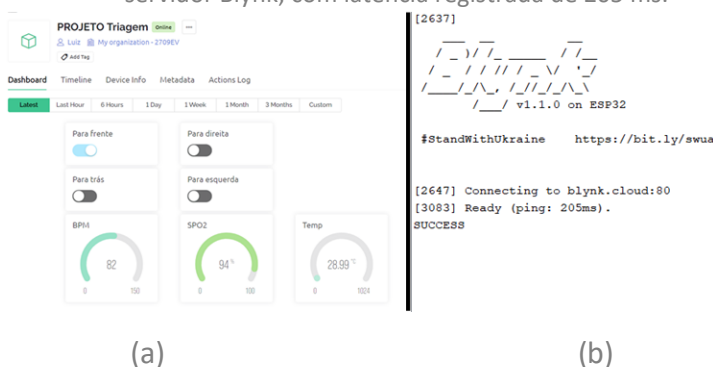
O circuito elétrico foi integrado ao chassi com posicionamento central do ESP32. O sensor MAX30100 foi conectado ao barramento I2C nas portas 21 e 22; o sensor KY-028 foi ligado à porta analógica 34 e o módulo de oito relés foi conectado às portas digitais 13, 25, 26, 27, 32, 33, 14 e 16, responsáveis pelo acionamento dos motores. A integração eletrônica e o protótipo completo são mostrados nas figuras 2(c) e 2(d).

A programação foi desenvolvida na IDE do Arduino, com uso das bibliotecas WiFi.h, WiFiClient.h, Wire.h, BlynkSimpleEsp32.h e MAX30100_PulseOximeter.h. O sistema foi configurado para envio

dos dados fisiológicos ao servidor em intervalo de 1 s e recebimento dos comandos de avanço, recuo, rotação à direita e rotação à esquerda por acionamento seletivo dos relés.

Com a construção e a programação concluídas, constatou-se a integridade estrutural do chassi sob a carga de componentes embarcados (0,4 kg), sem deformações ou desmontagem dos fixadores perceptíveis nas condições estática e de deslocamento (figuras 2a, 2d). A conexão entre o microcontrolador ESP32 e o servidor Blynk foi estabelecida com transmissão bidirecional de dados, evidenciada pela exibição dos valores fisiológicos e dos botões de controle de movimentação no dashboard remoto (figura 3a) e pelo tempo de resposta (ping) de 205 ms registrado no monitor serial do Arduino IDE (figura 3b), valor compatível com a faixa de latência típica de aplicações de controle remoto em redes Wi-Fi locais, inferior às médias entre 290 e 343 ms relatadas em estudos comparativos de protocolos IoT com ESP32 (Amirkhanov et al., 2025). Essa latência, inferior às médias relatadas na literatura para protocolos IoT baseados em ESP32 (Amirkhanov et al., 2025), está associada a menor intervalo de tempo entre o envio dos comandos de movimentação e sua execução, bem como entre a captura dos dados fisiológicos e sua exibição no dashboard remoto.

Figura 3 – Interface do sistema de monitoramento e comunicação remota: (a) dashboard configurado no servidor Blynk exibindo os dados fisiológicos captados pelos sensores e os botões virtuais de controle direcional do protótipo; (b) monitor serial do Arduino IDE exibindo o tempo de envio e recepção de dados entre o microcontrolador ESP32 e o servidor Blynk, com latência registrada de 205 ms.



Fonte: elaboração dos autores (2022).

Avaliação de funcionamento e desempenho

Mobilidade

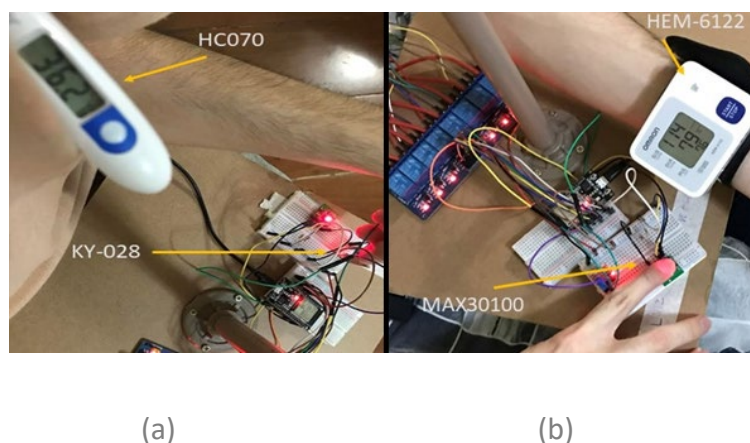
O protótipo executou os quatro movimentos previstos nos requisitos funcionais por meio do acionamento seletivo dos relés (figura 2d). A velocidade teórica foi estimada a partir da rotação nominal dos motores e do raio das rodas, resultando em 0,073 m/s. A velocidade experimental, obtida pelo percurso de 1,00 m em 12,35 s, foi de 0,081 m/s. O erro percentual relativo entre os valores foi de 10,96%, atribuído à presença de carga do robô nos motores. O protótipo apresentou velocidade constante na execução dos comandos recebidos, característica associada à previsibilidade de movimento requerida na interação entre robôs de serviço, pacientes e equipe em contato direto (Holland et al., 2021).

A velocidade obtida ficou abaixo da declarada para plataformas comerciais como InTouch Vita e Temi 3, em razão da escolha de motores com caixa de redução, definida pelo torque necessário para a massa embarcada e pelas restrições orçamentárias. Em ambiente hospitalar, essa limitação compromete a viabilidade operacional, pois o deslocamento entre leitos, enfermarias e corredores exige tempo de resposta compatível com a rotina clínica. A literatura também aponta a velocidade como fator restritivo ao desempenho de robôs de logística em hospitais de maior porte (Holland et al., 2021). Assim, embora a velocidade de 0,081 m/s seja adequada para a prova de conceito em ambiente controlado, ela limita o uso em cenários com múltiplos pacientes ou trajetos mais extensos. Em trabalhos futuros, podem ser adotados motores com menor relação de redução e maior velocidade angular, desde que seja preservado o torque necessário, além do controle por PWM para ampliar a flexibilidade operacional.

Sensores fisiológicos e implicações para triagem médica

Os resultados das medições dos sensores de temperatura e frequência cardíaca são apresentados nas tabelas 1 e 2. O procedimento experimental é ilustrado na figura 4.

Figura 4 – Procedimento experimental de aferição dos sinais fisiológicos: (a) medição simultânea de temperatura corporal com sensor posicionado no dedo indicador do voluntário e termômetro de referência posicionado na axila; (b) medição simultânea de frequência cardíaca com sensor posicionado na polpa digital do dedo indicador e monitor de referência posicionado no pulso do mesmo membro superior.



Fonte: elaboração dos autores (2022).

Tabela 1 – Medições de temperatura corporal pelo sensor KY-028 e pelo instrumento de referência HC070

Medição	KY-028 (°C)	HC070 (°C)	Erro percentual relativo (%)
1	33,7	35,8	5,87
2	34,8	36,0	3,33
3	37,4	36,5	2,47
4	35,8	36,6	2,19
5	33,4	36,7	8,99
6	35,6	36,6	2,73
7	37,4	36,4	2,75
8	34,5	36,6	5,74
9	35,7	36,4	1,92
10	35,4	36,6	3,28
Média	35,37	36,42	3,93
Desvio padrão	1,35	0,29	—
EAM	—	—	1,43 °C
Precisão declarada (datasheet)	±0,5 °C	±0,1 °C	—

Fonte: elaboração dos autores (2022).

A média das leituras do KY-028 foi de 35°C -37°C, com desvio padrão de 1,35°C, enquanto o instrumento de referência registrou média de 36,42°C e desvio padrão de 0,29°C. O erro absoluto médio foi de 1,43°C, acima da precisão declarada pelo fabricante para o sensor. Essa diferença está relacionada às condições de posicionamento adotadas no ensaio, incluindo o contato do termistor com a superfície cutânea e a discrepância entre os locais de medição. O resultado indica que, nas condições testadas, o sensor não reproduziu a precisão especificada em datasheet, o que limita seu emprego em aplicações clínicas.

Tabela 2 – Medições de frequência cardíaca e SpO₂ pelo sensor MAX30100 e pelo instrumento de referência Omron HEM-6122

Medição	MAX30100 (BPM)	Omron (BPM)	Erro percentual relativo (%)	SpO₂ (%)
1	77	78	1,28	94
2	78	76	2,63	95
3	80	80	0,00	96
4	78	81	3,70	97
5	77	81	4,94	95
6	79	81	2,47	97
7	78	80	2,50	97
8	80	77	3,90	97
9	78	83	6,02	97
10	80	79	1,27	97
Média	78,50	79,60	2,87	96,20
Desvio padrão	1,18	2,12	—	1,14
EAM	—	—	2,30 BPM	—
Precisão declarada (datasheet)	±5% da leitura	±5% da leitura	—	—

Fonte: elaboração dos autores (2022).

A média das leituras do MAX30100 foi de 78,50 BPM, com desvio padrão de 1,18 BPM, enquanto o instrumento de referência registrou 79,60 BPM e desvio padrão de 2,12 BPM. O erro absoluto médio foi de 2,30 BPM, com erro percentual relativo médio de 2,87%, abaixo do limite máximo admissível de $\pm 5\%$ definido nos requisitos. Esses valores indicam atendimento ao critério de precisão estabelecido para o sensor de frequência cardíaca nas condições do ensaio. Os valores de SpO₂ registrados apresentaram média de 96,20% (s = 1,14%), próxima à faixa de saturação de oxigênio de uma pessoa saudável: 97% a 99% ao nível do mar (Rojas-Camayo et al., 2018), sendo

apresentados como dados complementares e não conclusivos, uma vez que não foram comparados com um instrumento de referência dedicado, em razão da indisponibilidade de oxímetro certificado durante o ensaio.

Os sinais avaliados são compatíveis com os discriminadores utilizados em protocolos estruturados de triagem. Nessa perspectiva, a temperatura corporal e a frequência cardíaca não são tratadas como diagnóstico, mas como parâmetros de apoio à priorização do atendimento. O sistema proposto, portanto, não se limita à transmissão passiva de dados fisiológicos; ele organiza informações que podem subsidiar a classificação inicial de risco em contextos de atendimento remoto. A interpretação desses resultados deve considerar as limitações inerentes ao ensaio com voluntário humano em bancada, inclusive a possibilidade de influência do efeito Hawthorne. Além disso, a utilização de sensores sem certificação médica restringe a aplicação dos dados ao escopo experimental do protótipo. A leitura de temperatura, em especial, evidencia que a adequação do sensor ao intervalo fisiológico de interesse não é suficiente para garantir desempenho compatível com uso clínico.

No conjunto, os resultados indicam que a plataforma atende à função de prova de conceito para integração entre mobilidade, sensoriamento e comunicação remota. A arquitetura desenvolvida permite registrar dados fisiológicos e transmiti-los a uma interface remota, mas sua incorporação a fluxos clínicos requer validação adicional, substituição por sensores certificados e definição de lógica de apoio à decisão baseada em critérios de triagem

Considerações finais

O estudo demonstrou a possibilidade de integrar mobilidade, comunicação remota e sensoriamento fisiológico em uma plataforma de baixo custo, com custo total inferior ao limite definido nos requisitos do projeto. A arquitetura desenvolvida cumpriu a função de prova de conceito e permitiu a coleta remota de temperatura corporal e frequência cardíaca em ambiente controlado.

Os resultados também evidenciaram limitações relevantes. A velocidade de deslocamento ficou abaixo da observada em plataformas comerciais, em função da escolha de motores com redução mecânica e foco em torque. Além disso, o sensor de temperatura não apresentou, nas condições

testadas, desempenho compatível com sua precisão declarada, embora o sensor de frequência cardíaca tenha atendido ao critério de erro estabelecido para o protótipo.

Uma validação futura vai requerer ensaios em ambiente hospitalar, com amostras mais amplas, comparação com dispositivos certificados e avaliação sob condições de operação mais próximas do uso real. Também se recomenda a substituição dos sensores atuais por componentes com certificação médica, o aprimoramento do sistema de tração e a incorporação de lógica de classificação baseada no Protocolo de Manchester. Essa evolução pode ampliar a utilidade do protótipo como apoio à triagem remota e à organização inicial para o atendimento a pacientes.

Referências

AMIRKHANOV, B. et al. Evaluating HTTP, MQTT over TCP and MQTT over WEBSOCKET for digital twin applications: a comparative analysis on latency, stability, and integration. **International Journal of Innovative Research and Scientific Studies**, v. 8, n. 1, p. 679-694, 2025.

BANCO CENTRAL DO BRASIL. **Cotações e boletins**. Cotação de fechamento Ptax do dólar dos EUA. Brasília: BCB, 2022. Disponível em:

<https://www.bcb.gov.br/estabilidadefinanceira/historicocotacoes>. Acesso em: 19 jul. 2022.

BERKHOUT, C. et al. Defining and evaluating the Hawthorne effect in primary care, a systematic review and meta-analysis. **Frontiers in Medicine**, v. 9, 1033486, 8 nov. 2022.

CANDEL, B. G. J. et al. The association between vital signs and clinical outcomes in emergency department patients of different age categories. **Emergency Medicine Journal**, v. 39, n. 12, p. 903-911, 2022.

CHOI, A. et al. Advantage of vital sign monitoring using a wireless wearable device for predicting septic shock in febrile patients in the emergency department: a machine learning-based analysis. **Sensors**, v. 22, n. 18, 7054, 17 set. 2022.

DOUBLE ROBOTICS. Double 3: the future of work is hybrid. 2022. Disponível em: <https://www.doublerobotics.com/>. Acesso em: 20 set. 2022.

FIREW, T. et al. Protecting the front line: a cross-sectional survey analysis of the occupational factors contributing to healthcare workers' infection and psychological distress during the COVID-19 pandemic in the USA. **BMJ Open**, v. 10, n. 10, e042752, 2020.

GORDON, A.; ALSAYOURI, K. **Anatomy, shoulder and upper limb, axilla**. In: STATPEARLS. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2023.

GYEDU, A. et al. An evaluation of the Hawthorne effect in a clinical trial of trauma care in Ghana. **World Journal of Surgery**, v. 48, n. 12, p. 3020-3026, 2024.

HOLLAND, J. et al. Service robots in the healthcare sector. **Robotics**, v. 10, n. 1, p. 47, 11 mar. 2021.

HUANG, H-W. et al. Mobile robotic platform for contactless vital sign monitoring. **Cyborg and Bionic Systems**, v. 2022, ID 9780497, p. 1-11, 2022.

INGIELEWICZ, A. et al. Comparative evaluation of the Manchester Triage System and Emergency Severity Index in predicting critical events in the emergency department. **BMC Emergency Medicine**, v. 25, n. 1, p. 263, 2025.

INTOUCH HEALTH. InTouch Vita: driven to deliver world-class patient care. 2022. Disponível em: <https://intouchhealth.com/telehealth-devices/intouch-vita/>. Acesso em: 20 set. 2022.

JOY-IT. KY-028 Temperature Sensor module (Thermistor). 2017. Disponível em: <http://www.datasheet-pdf.com/PDF/KY-028-Datasheet-Joy-IT-1402039>. Acesso em: 02 out. 2022.

LIAO, Y.-P. et al. Development of an intelligent vital sign monitoring robot system. **International Journal of Artificial Intelligence and Applications (IJIAA)**, v. 14, n. 2, p. 63-83, mar. 2023.

MACKWAY-JONES, K. et al. **Emergency triage: Manchester Triage Group**. 3. ed. Chichester: John Wiley & Sons, 2013. 208 p. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?id=DZusAQAAQBAJ>. Acesso em: 20 set. 2022.

MANTA, C. et al. An evaluation of biometric monitoring technologies for vital signs in the era of COVID-19. **Clinical and Translational Science**, v. 13, n. 6, p. 1034-1044, 12 out. 2020.

MAXIM INTEGRATED. MAX30100: pulse oximeter and heart-rate sensor IC for wearable health. 2014. Disponível em: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>. Acesso em: 02 out. 2022.

MULTILASER. **Termômetro digital**: manual HC070. São Paulo: Multilaser, [20--]. 1 p.

OMRON HEALTHCARE. **Manual de instruções**: monitor de pressão arterial de pulso automático. São Paulo: Omron Healthcare, 2015. 2 p.

ROJAS-CAMAYO, J. et al. Reference values for oxygen saturation from sea level to the highest human habitation in the Andes in acclimatised persons. **Thorax**, v. 73, n. 8, p. 776-778, 2018.

RUSSELL, K. et al. The use of remote presence robotic tele-presentation in rural and remote Canada: a systematic review. **Telemedicine and e-Health**, v. 30, out. 2024.

SOUZA, V. G. A. et al. Sensorial investigation for automated patient data collection in hospital triage: an exploratory assessment of the literature. **Journal of Bioengineering, Technologies and Health**, v. 7, n. 1, p. 57-62, 2024.

TEMI. Temi. 2021. Disponível em: <https://www.robotemi.com/>. Acesso em: 20 set. 2022.

TENG, R. et al. Use of robots in critical care: systematic review. **Journal of Medical Internet Research**, v. 24, n. 5, e33380, 2022.

YANG, G. Z. et al. Combating COVID-19 — the role of robotics in managing public health and infectious diseases. **Science Robotics**, v. 5, n. 40, eabb5589, 2020.

ZERYNTH. DOIT Esp32 DevKit v1. Disponível em:

https://olddocs.zerynth.com/r2.6.2/official/board.zerynth.doit_esp32/docs/index.html. Acesso em: 02 out. 2022.