Journal of Health Informatics

J Health Inform. 2026;18:e1840
DOI: https://doi.org/10.59681/2175-4411.v18.iEspecial.2026.1840

ARTIGO COMPLETO
CBIS 2026

Health Radar: sistema sem contato para monitoramento de frequência cardíaca utilizando radar FMCW

Health Radar: contactless system for heart rate monitoring using FMCW radar

Eduardo de Melo Leoz[1], Ricardo de Campos Pelliciari de Lima[1], Wemerson Delcio Parreira[2], Renata Coelho Borges[3], Fábio Pires Itturriet[3] ✉

ORCID: 0009-0006-3453-5291 · 0009-0006-1394-6198 · 0000-0003-1896-0520 · 0000-0003-3259-5646 · 0000-0003-3140-2259

[1] Departamento Acadêmico de Eletrotécnica (DAELT), Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Curitiba (PR), Brasil.
[2] Pontifícia Universidade Católica de Campinas (PUC-Campinas), Campinas (SP), Brasil.
[3] Departamento Acadêmico de Eletrotécnica (DAELT) e Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB), Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), Curitiba (PR), Brasil.

FICHA DO ARTIGO

TIPO
Artigo completo · CBIS 2026

IDENTIFICADOR
e1840

DOI
10.59681/2175-4411.v18.iEspecial.2026.1840

RECEBIDO
17/05/2026

APROVADO
20/07/2026

PROCESSO DE AVALIAÇÃO
Double Blind Review

EDITOR RESPONSÁVEL
Juliano de Souza Gaspar

ACESSO
Aberto, CC BY 4.0

AUTOR CORRESPONDENTE
Fábio Pires Itturriet
fabioitturriet@utfpr.edu.br

LICENÇA

Este é um artigo publicado em acesso aberto sob a licença Creative Commons CC BY 4.0, que permite uso, distribuição e reprodução em qualquer meio, desde que o trabalho original seja corretamente citado.

CC BY 4.0

RESUMO

Objetivo: Desenvolver e realizar uma avaliação preliminar do Health Radar, um protótipo baseado em radar FMCW para monitoramento sem contato da frequência cardíaca. **Métodos:** O sistema integra um radar FMCW HLK-LD6002 a um microcontrolador ESP32-C3 em uma PCB personalizada, transmitindo os sinais via BLE para uma GUI em Python. A frequência cardíaca foi estimada a partir da fase total do movimento torácico por meio de decomposição wavelet discreta, reconstrução do componente cardíaco e análise espectral por FFT. A avaliação preliminar foi realizada em condições controladas, comparando as estimativas do Health Radar às da cinta Polar H10. **Resultados:** Nas quatro aquisições realizadas com um único participante, o sistema apresentou MAE médio de 4,28 bpm, RMSE médio de 5,37 bpm e MAPE médio de 4,72%. **Conclusão:** Os resultados indicam a viabilidade inicial do Health Radar como prova de conceito para monitoramento sem contato da frequência cardíaca.

Descritores: Radar; frequência cardíaca; monitoramento remoto.

ABSTRACT

Objective: To develop and conduct a preliminary evaluation of Health Radar, an FMCW radar-based prototype for contactless heart rate monitoring. **Methods:** The system integrates an HLK-LD6002 FMCW radar with an ESP32-C3 microcontroller on a custom PCB, transmitting signals via BLE to a Python-based GUI. Heart rate was estimated from the total phase of thoracic motion using discrete wavelet decomposition, cardiac component reconstruction, and FFT-based spectral analysis. A preliminary evaluation was performed under controlled conditions by comparing Health Radar estimates with a Polar H10 chest strap. **Results:** Across four acquisitions conducted with a single participant, the system achieved a mean MAE of 4.28 bpm, RMSE of 5.37 bpm, and MAPE of 4.72%. **Conclusion:** The results indicate the initial feasibility of Health Radar as a proof of concept for contactless heart rate monitoring.

Keywords: Radar; heart rate; remote monitoring.

CBIS 2026 XXI CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE

Artigo apresentado no XXI Congresso Brasileiro de Informática em Saúde (CBIS 2026), realizado de 23 a 25 de setembro de 2026, em Brasília (DF), e publicado na seção CBIS 2026 do Journal of Health Informatics.

COMO CITAR ESTE ARTIGO: Leoz EM, Lima RCP, Parreira WD, Borges RC, Itturriet FP. Health Radar: sistema sem contato para monitoramento de frequência cardíaca utilizando radar FMCW. J Health Inform 2026;18:e1840. doi: https://doi.org/10.59681/2175-4411.v18.iEspecial.2026.1840

1 INTRODUÇÃO

As doenças cardiovasculares (DCVs) permanecem como a principal causa de mortalidade global, sendo responsáveis por milhões de óbitos anuais [1]. Embora as estratégias centrais do Ministério da Saúde foquem no fomento a hábitos saudáveis, tais abordagens são frequentemente insuficientes para captar alterações fisiológicas precoces [2]. Nesse contexto, o monitoramento contínuo da frequência cardíaca desempenha papel fundamental na detecção dessas alterações e no acompanhamento de condições clínicas, especialmente em situações remotas, uma vez que a natureza assintomática de muitos eventos cardíacos exige ferramentas de monitoramento fora do ambiente clínico [3]. No cenário brasileiro, o envelhecimento populacional e a crescente demanda sobre o Sistema Único de Saúde (SUS) reforçam a necessidade de métodos preventivos e de monitoramento mais eficazes [4].

Métodos tradicionais, como o eletrocardiograma (ECG), são amplamente utilizados no monitoramento da atividade cardíaca devido à sua natureza não invasiva e à confiabilidade clínica [5]. Contudo, sua aplicação no monitoramento contínuo enfrenta limitações, principalmente devido à necessidade de contato direto e prolongado entre os eletrodos e a pele, o que pode causar desconforto, reações dermatológicas e, em casos mais graves, infecções [6]. Além disso, a presença de cabos e a complexidade de manuseio dificultam seu uso em cenários de monitoramento fora do ambiente clínico [7]. Nesse contexto, torna-se relevante o desenvolvimento de soluções alternativas que permitam a aquisição contínua de sinais fisiológicos, com maior conforto para o usuário [8].

Como alternativa para superar as barreiras físicas do monitoramento tradicional, diferentes abordagens de monitoramento remoto de sinais fisiológicos têm sido investigadas. Dispositivos vestíveis, como pulseiras, anéis e relógios, têm se popularizado por permitirem a coleta contínua de dados [3]. Embora reduzam a complexidade dos cabos, esses dispositivos ainda exigem contato direto com a pele, o que pode causar desconforto, irritação ou limitações de uso, especialmente em pacientes com pele frágil ou lesionada, em recém-nascidos prematuros e em vítimas de queimaduras extensas [9].

A fotopletismografia remota (rPPG) é uma alternativa para medições sem contato, pois estima sinais vitais a partir da análise óptica de variações sutis na cor da pele decorrentes do fluxo sanguíneo [10]. Esse método, contudo, depende da captação contínua de imagens do paciente, o que suscita preocupações éticas e de privacidade. Além disso, o desempenho é variável conforme os artefatos de movimento, iluminação ambiente e a oclusão da pele, podendo limitar sua aplicação em situações como o sono [11].

Nesse cenário, os sensores de radar despontam como uma alternativa capaz de superar tais barreiras. Fundamentada nessa premissa, uma Revisão Sistemática da Literatura prévia investigou a viabilidade desses dispositivos aplicados à saúde [12]. Os achados evidenciaram um crescimento expressivo no número de publicações e apontaram a tecnologia de radar *Frequency Modulated Continuous Wave* (FMCW) como promissora para a estimativa da frequência cardíaca. Essa viabilidade deve-se à capacidade de detectar micromovimentos corporais em faixas específicas de distância, permitindo o monitoramento sem contato físico e sem captação de imagens identificáveis [13].

Com base nessas evidências, este estudo apresenta o Health Radar, um protótipo baseado em radar FMCW para monitoramento sem contato da frequência cardíaca. O sistema integra um radar FMCW, um microcontrolador em uma placa de circuito impresso (PCB) personalizada e uma interface gráfica para aquisição, processamento, visualização e armazenamento de sinais. O protótipo foi avaliado em condições controladas por comparação com a cinta Polar H10 [14].

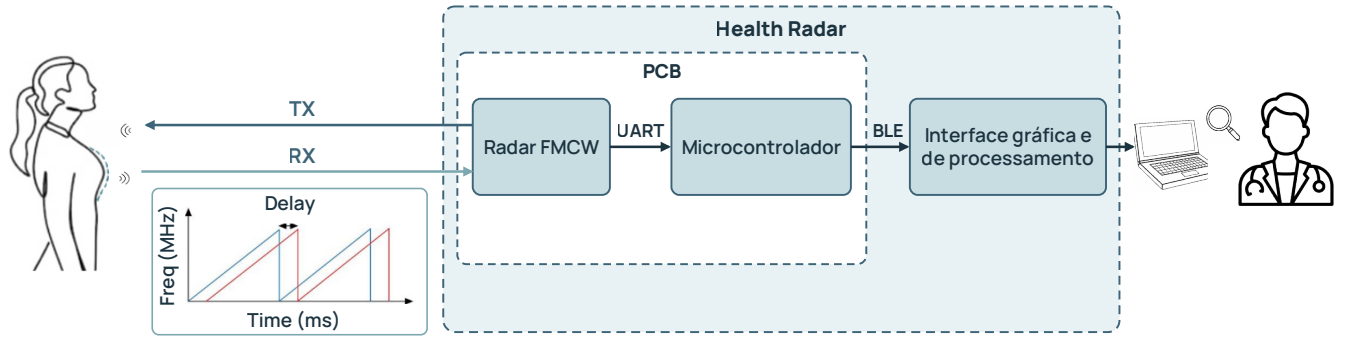
2 MÉTODOS

O fluxo de operação do protótipo Health Radar é ilustrado na Figura 1. A comunicação entre o radar e a interface gráfica de usuário (GUI) inicia-se na unidade embarcada, na qual os dados obtidos pelo radar são transmitidos ao microcontrolador via *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter* (UART), por meio de uma PCB personalizada. Em seguida, o microcontrolador envia os dados ao computador via *Bluetooth Low Energy* (BLE). Os sinais de fase associados aos micromovimentos torácicos são processados na GUI para estimar a frequência cardíaca, visualizá-la durante a aquisição e armazenar os dados localmente.

2.1 Radar FMCW

O radar FMCW baseia-se na emissão contínua de uma onda eletromagnética do tipo *chirp*, isto é, um sinal cuja frequência varia ao longo do tempo. O sinal refletido pelo alvo é captado e misturado ao sinal transmitido, gerando uma frequência intermediária (*intermediate frequency* ou *beat frequency*) [15]. A aplicação da Transformada de Fourier a esse sinal permite obter o espectro de distâncias dos alvos presentes no cenário, a partir do qual se identifica o *bin* correspondente ao alvo de interesse. Uma vez selecionado esse *bin*, a fase do sinal pode ser extraída e acompanhada ao longo do tempo, de modo que suas variações representam pequenos deslocamentos do alvo em relação ao radar [16].

Figura 1. Arquitetura do Health Radar para aquisição, transmissão e processamento da frequência cardíaca.



Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

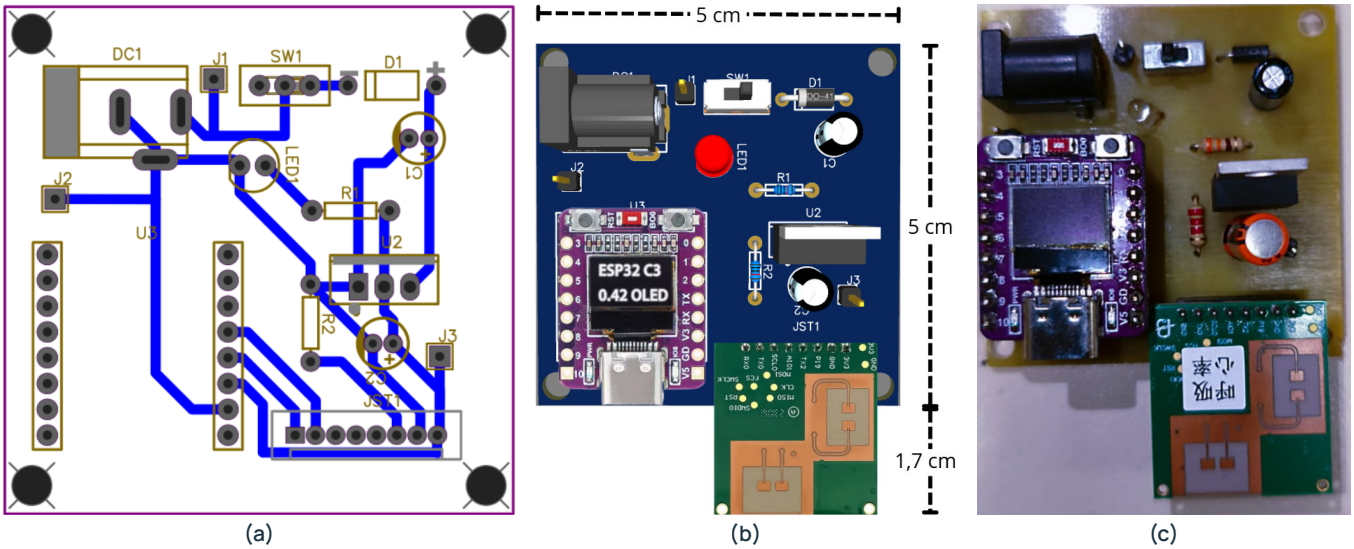
O radar FMCW HLK-LD6002 utilizado no protótipo conta com duas antenas de transmissão e duas de recepção, opera na faixa de 58–62 GHz e apresenta dimensões reduzidas (23 × 25 mm), além de baixo custo [17]. A operação nessa faixa de frequência favorece a detecção de micromovimentos, permitindo o monitoramento dos deslocamentos torácicos associados ao batimento cardíaco e à respiração [12]. Além disso, suas dimensões e custo reduzido viabilizam o desenvolvimento de uma unidade compacta. No sistema proposto, o módulo realiza o processamento inicial necessário para disponibilizar os sinais de fase, que são transmitidos ao microcontrolador embarcado para posterior envio à interface gráfica.

2.2 Microcontrolador

A comunicação entre o radar e a interface gráfica foi realizada por meio de um módulo baseado no microcontrolador ESP32-C3 [18], selecionado pela disponibilidade de comunicação BLE, dimensões reduzidas (2 × 2,5 cm) e presença de *display* OLED para depuração durante o desenvolvimento. A placa baseada no ESP32-C3 é conectada ao radar pelas trilhas da PCB, projetadas na ferramenta EasyEDA e representadas na Figura 2(a), juntamente com os componentes necessários à operação do radar, conforme o manual do fabricante, incluindo o sistema de alimentação por baterias. O modelo 3D da PCB projetada é apresentado na Figura 2(b), enquanto o protótipo fabricado utilizado nos experimentos é mostrado na Figura 2(c).

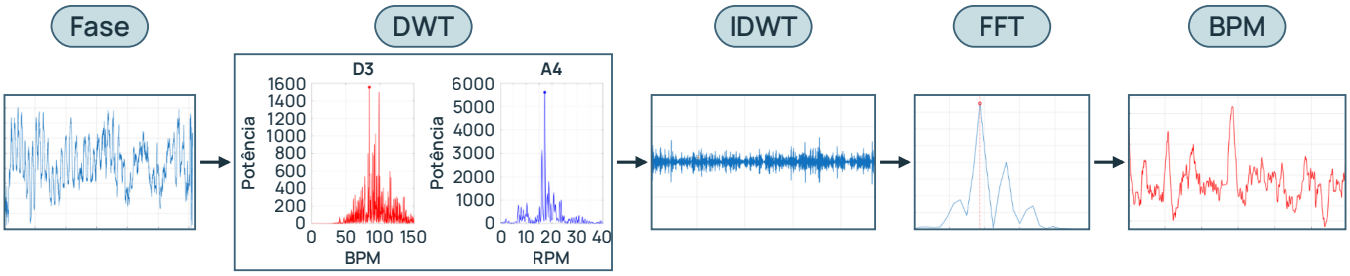
O microcontrolador recebe, via UART, os sinais de fase codificados provenientes do radar HLK-LD6002, conforme o protocolo proprietário do radar. Em seguida, os dados são decodificados no formato *little-endian*. Como a documentação do fabricante não especifica a frequência de amostragem dos sinais exportados, foram incorporados *timestamps* aos pacotes para a organização temporal dos dados e para a posterior estimativa desse parâmetro. Após essa etapa, o microcontrolador envia ao computador, via BLE, os pacotes contendo os três sinais fornecidos pelo sensor: fase total, componente cardíaco e componente respiratório.

Figura 2. PCB do Health Radar: (a) projeto das trilhas; (b) modelo 3D da placa; (c) protótipo fabricado.



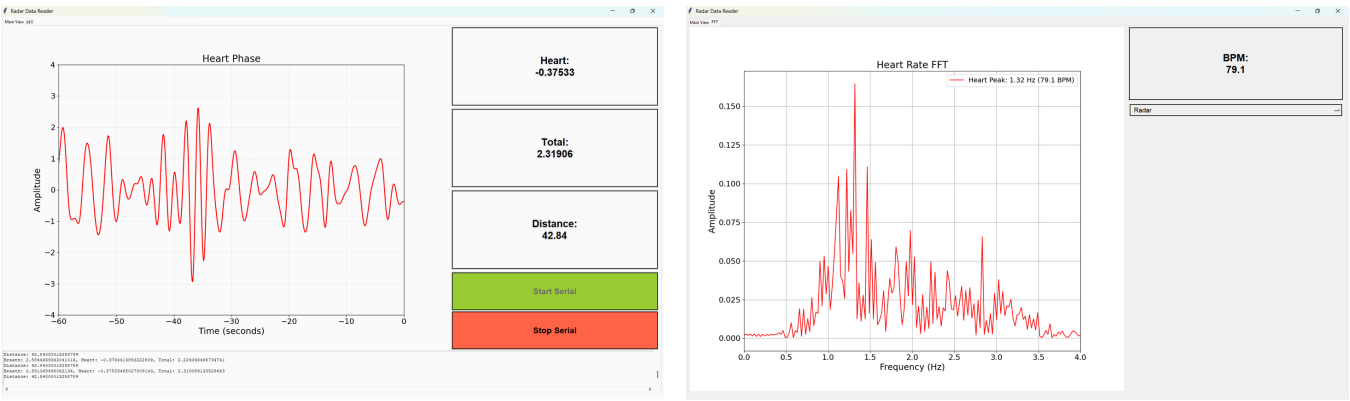
Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

Figura 3. Pipeline de processamento da fase total para estimativa da frequência cardíaca.



Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

Figura 4. Interface gráfica do Health Radar: (a) aba de visualização dos sinais de fase; (b) aba de análise espectral por FFT.



(a) (b)

Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

2.3 Interface Gráfica

Como os sinais disponibilizados pelo módulo incluem a fase total e componentes previamente separados pelo sensor, optou-se por processar a fase total, preservando o controle sobre as etapas de extração da frequência cardíaca. Foi desenvolvida uma GUI personalizada que executa o *pipeline* apresentado na Figura 3, responsável pela obtenção da frequência cardíaca, medida em batimentos por minuto (bpm), uma vez que a solução fornecida pelo fabricante restringia a manipulação dos dados à gravação em arquivos .csv.

A GUI foi implementada em Python, utilizando a biblioteca Tkinter [19], e sua arquitetura baseia-se no padrão produtor-consumidor. Uma *thread* de aquisição atua como produtora, decodificando os pacotes recebidos do microcontrolador e inserindo-os em uma fila segura para acesso simultâneo. A *thread* principal atua como consumidora, atualizando periodicamente a interface e os indicadores. Essa separação evita bloqueios entre aquisição, processamento e visualização dos dados.

A interface extrai da fila o sinal de fase total e aplica a Transformada Wavelet Discreta (DWT), com base na literatura [20], para decompor o sinal em sub-bandas de frequência adequadas à extração do componente cardíaco. O estudo adotado como referência compara famílias de *wavelet*, como Haar, biortogonais, Symlets, Coiflets e Daubechies, quanto à adequação ao processamento de sinais vitais e indica a *wavelet* Daubechies de quinta ordem (db5), com quatro níveis de decomposição, como a mais adequada para essa finalidade. Com base nessa abordagem, adotou-se, neste trabalho, o coeficiente de detalhe associado à faixa de frequência compatível com o componente cardíaco. Após essa etapa, a Transformada Wavelet Discreta Inversa (IDWT) foi aplicada ao componente selecionado, gerando o sinal reconstruído para posterior análise espectral.

O sinal reconstruído pode ser visualizado durante a aquisição na primeira aba da GUI, apresentada na Figura 4(a). A atualização da interface é gerenciada por um laço periódico de eventos que consome os dados da fila e atualiza os gráficos das formas de onda, os indicadores numéricos das fases e da distância, além de exibir um console de depuração. O gerenciamento da coleta é realizado por meio dos botões *Start* e *Stop*. Ao selecionar *Start*, a conexão com o microcontrolador é estabelecida, o processamento é iniciado e um novo arquivo .csv, identificado por data e hora, é criado automaticamente para armazenar os valores obtidos.

A etapa final do processamento consiste na aplicação da Transformada Rápida de Fourier (FFT), realizada na segunda aba da GUI, conforme mostrado na Figura 4(b). Para permitir processamento contínuo, utiliza-se uma janela deslizante com 50% de sobreposição, na qual cada janela de N amostras compartilha N/2 amostras com a janela anterior. A partir do espectro obtido, identifica-se a frequência dominante em hertz, que posteriormente é convertida em bpm. Para garantir a fluidez da interface, foram implementadas algumas estratégias, como a redução da taxa de atualização dos

gráficos e a execução da FFT apenas quando a respectiva aba estiver visível. A segunda aba também inclui uma caixa de seleção para verificar o funcionamento do algoritmo com sinais senoidais sintéticos de frequência conhecida.

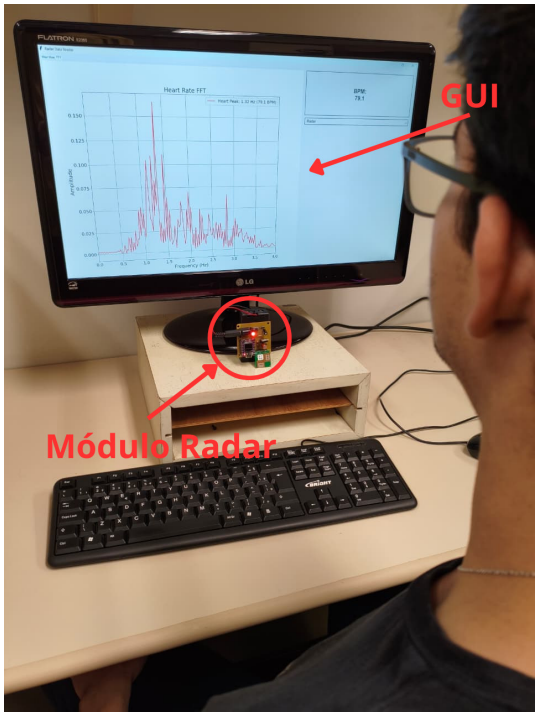
Os ensaios preliminares envolveram exclusivamente aquisições não invasivas de sinais fisiológicos realizadas voluntariamente por um dos autores, em ambiente controlado, sem intervenção clínica, procedimento diagnóstico ou recrutamento de participantes externos. Esta etapa inicial de avaliação técnica não foi submetida à apreciação de um Comitê de Ética em Pesquisa. Estudos futuros com outros participantes serão conduzidos somente após a devida aprovação ética institucional.

3 RESULTADOS

A avaliação preliminar do Health Radar foi conduzida em ambiente controlado. As quatro aquisições tiveram o mesmo autor como participante, que permaneceu sentado a distâncias entre 40 e 80 cm do radar. Simultaneamente, utilizou-se a cinta Polar H10 como dispositivo de referência para comparar os resultados de frequência cardíaca (Figura 5).

Os dados obtidos nos ensaios foram analisados no MATLAB, com licença disponibilizada pela Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), e as estimativas de frequência cardíaca foram comparadas às medições simultâneas da cinta Polar H10 em uma janela padronizada de 250 segundos por ensaio. Devido às diferenças entre os métodos de estimação e à possível defasagem temporal entre os dispositivos, aplicaram-se a correlação cruzada para sincronizar as séries e a média móvel para suavizar as estimativas antes do cálculo das métricas. Os resultados comparativos são apresentados na Figura 6.

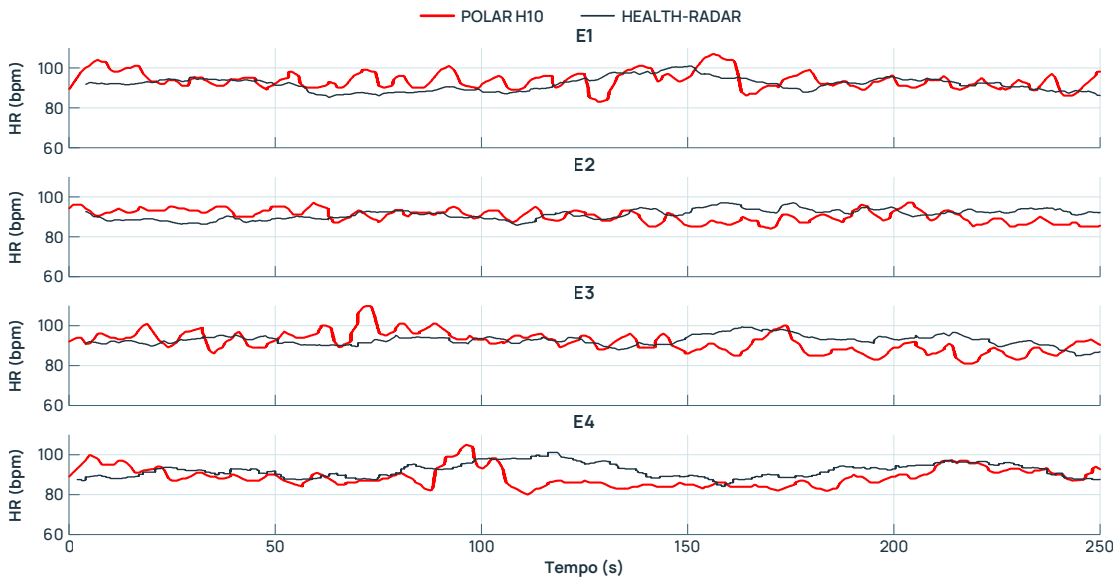
Figura 5. Configuração experimental utilizada para aquisição dos sinais com o Health Radar e a cinta Polar H10.



Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

Para a análise quantitativa, adotaram-se as métricas *Root Mean Square Error* (RMSE), *Mean Absolute Error* (MAE) e *Mean Absolute Percentage Error* (MAPE) [21]. O RMSE foi utilizado para evidenciar desvios de maior magnitude, enquanto o MAE forneceu a magnitude média das discrepâncias absolutas. A métrica MAPE permitiu normalizar os erros em relação aos valores de referência. Os resultados, apresentados na Tabela 1, demonstram MAE médio de 4,28 bpm, RMSE médio de 5,37 bpm e MAPE médio de 4,72%. A proximidade entre RMSE e MAE sugere ausência de erros extremos dominantes nas aquisições avaliadas.

Figura 6. Comparação da frequência cardíaca entre o protótipo Health Radar e o Polar H10 em quatro aquisições.



Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

Tabela 1. Métricas de erro obtidas na comparação entre o Health Radar e a cinta Polar H10 nos quatro ensaios realizados.

Aquisição	RMSE (bpm)	MAE (bpm)	MAPE (%)
E1	5,38	4,06	4,27
E2	4,85	4,12	4,61
E3	5,55	4,54	4,95
E4	5,70	4,40	5,05
Média	5,37	4,28	4,72

Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

Tabela 2. Comparação do Health Radar com estudos da literatura baseados em radar FMCW para o monitoramento de frequência cardíaca.

Estudos	Hardware	Preço (US$)	Dispositivo de referência	Distância (m)	RMSE (bpm)	MAPE (%)
[20]	IWR1843BOOST & DCA1000EVM	898,00*	Huawei Watch GT2	0,40-1,20	X	1,85-4,59
[22]	IWR6843ISK & DCA1000EVM	774,00*	ECG (ADS1292R)	0,40-1,00	5,59	X
[23]	IWR1443BOOST & DCA1000EVM	898,00*	Apple Watch	0,65	X	1,69-2,61
Health Radar	HLK-LD6002 & ESP32-C3-0.42 OLED	21,49**	Polar H10	0,40-0,80	5,37	4,27-5,05

Preços cotados em: *Texas Instruments, **Amazon e [17]. Consulta realizada em 13 de abril de 2026.

Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

4 DISCUSSÃO

Os resultados indicam que o Health Radar foi capaz de acompanhar a frequência cardíaca em condições controladas, apresentando MAE médio de 4,28 bpm, RMSE médio de 5,37 bpm e MAPE médio de 4,72%. Esses valores sugerem a viabilidade inicial da abordagem de monitoramento sem contato, especialmente considerando o uso de um módulo FMCW de baixo custo e de uma arquitetura compacta.

A Tabela 2 contextualiza o desempenho e o custo estimado dos principais componentes de *hardware* do Health Radar em relação a três estudos que utilizaram plataformas de radar de maior custo. Esses estudos empregaram DWT combinada a um filtro de Kalman adaptativo [20], análise espectral singular associada a versões otimizadas da decomposição variacional de modos (VMD) [22] e filtragem adaptativa por mínimos quadrados recursivos (RLS) combinada ao algoritmo MUSIC [23], e avaliaram seis, quatro e seis participantes, respectivamente. O custo estimado dos componentes do Health Radar foi de US$ 21,49, enquanto os valores das plataformas comparadas variaram entre US$ 774,00 e US$ 898,00. Esses valores são aproximados e correspondem apenas aos componentes listados na tabela. A comparação dos valores de desempenho e de custo apresentada na Tabela 2 deve ser interpretada com cautela, pois os estudos diferem quanto ao hardware, ao dispositivo de referência, ao número de participantes, ao protocolo experimental e ao algoritmo de processamento.

Um aspecto relevante do sistema proposto é que a estimativa de frequência cardíaca foi obtida por meio de um *pipeline* próprio implementado na GUI, a partir da fase total fornecida pelo radar. Esse *pipeline* utiliza decomposição *wavelet* discreta, reconstrução do componente cardíaco e análise espectral por FFT para estimar a frequência dominante associada aos micromovimentos cardíacos. Dessa forma, a coluna HR (frequência cardíaca, do inglês *heart rate*) utilizada corresponde à saída do algoritmo desenvolvido, e não a uma estimativa nativa fornecida diretamente pelo módulo de radar.

Apesar dos resultados promissores, algumas limitações devem ser destacadas. Os ensaios foram realizados com um único participante em repouso, em ambiente controlado e a distâncias entre 40 e 80 cm. Além disso, o sistema apresentou restrições em situações de movimento e não foi validado para múltiplos indivíduos simultaneamente. Esses fatores indicam que os resultados devem ser interpretados como uma prova de conceito, ainda não suficiente para generalização clínica.

Assim, embora o Health Radar demonstre potencial como alternativa portátil e de baixo custo para monitoramento sem contato da frequência cardíaca, sua aplicação em cenários reais ainda requer validação com um número maior de participantes, diferentes posições corporais, variações de distância, presença de movimento e comparação com referências clínicas adicionais.

5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Este estudo apresentou o Health Radar, um protótipo baseado em radar FMCW para monitoramento sem contato da frequência cardíaca. O sistema integra um módulo HLK-LD6002, um microcontrolador em placa personalizada e uma interface gráfica capaz de adquirir, processar, visualizar e armazenar os sinais. A frequência cardíaca foi estimada a partir da fase total por meio de um *pipeline* baseado em DWT, IDWT e FFT.

Em condições controladas, o protótipo apresentou MAE médio de 4,28 bpm, RMSE médio de 5,37 bpm e MAPE médio de 4,72% em comparação com a cinta Polar H10, utilizada como dispositivo de referência. Além disso, os principais componentes do sistema tiveram custo estimado de US$ 21,49, enquanto os valores listados para as plataformas comparadas variaram entre US$ 774,00 e US$ 898,00, o que corresponde a uma diferença aproximada de 36 a 42 vezes. Essa comparação é apenas contextual, considerando as diferenças de hardware e de protocolo experimental entre os estudos.

Como trabalhos futuros, pretende-se ampliar a validação experimental com um número maior de participantes, em diferentes distâncias, posições corporais e condições de movimento, além de investigar estratégias mais robustas de extração da frequência cardíaca a partir da fase total do radar. Também se pretende validar os sinais respiratórios com equipamentos de referência e expandir o sistema para aplicações em *Internet of Medical Things* (IoMT), permitindo a integração com plataformas de monitoramento remoto em saúde.

Contribuição dos autores. Eduardo de Melo Leoz e Ricardo de Campos Pelliciari de Lima desenvolveram o protótipo e conduziram os experimentos sob a supervisão de Wemerson Delcio Parreira, Renata Coelho Borges e Fábio Pires Itturriet.

Agradecimentos. Os autores agradecem à Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) pelo apoio institucional.

Financiamento. O estudo foi desenvolvido com apoio institucional da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

Disponibilidade de dados e materiais. Os dados consolidados do estudo estão apresentados na Figura 6 e na Tabela 1 do artigo.

Conflitos de interesse. Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

Declaração de uso de IA. Foram utilizados o ChatGPT e o Gemini como ferramentas de apoio à redação e à revisão do texto.

REFERÊNCIAS

1. Oliveira GMM, Brant LCC, Polanczyk CA, Malta DC, Biolo A, Nascimento BR, et al. Cardiovascular Statistics - Brazil 2023. Arq Bras Cardiol. 2024;121(2):e20240079. doi: https://doi.org/10.36660/abc.20240079
2. Ministério da Saúde (BR). Prevenção é o melhor remédio contra doenças cardiovasculares [Internet]. 2021 [citado 13 abr 2026]. Disponível em: https://www.gov.br/saude/pt-br/assuntos/noticias/2021/setembro/prevencao-e-o-melhor-remedio-contra-doencas-cardiovasculares.
3. Patel S, Park H, Bonato P, Chan L, Rodgers M. A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. J Neuroeng Rehabil. 2012;9:21. doi: https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-21
4. Nunes A. O envelhecimento populacional e as despesas do Sistema Único de Saúde [Internet]. In: Camarano AA, organizadora. Os novos idosos brasileiros: muito além dos 60? Rio de Janeiro: IPEA; 2004 [citado 13 abr 2026]. p. 427-50. Disponível em: https://portalantigo.ipea.gov.br/agencia/images/stories/PDFs/livros/Arq_21_Cap_13.pdf.
5. Cascino T, Shea MJ. Eletrocardiograma (ECG). Manual MSD Versão Saúde para a Família [Internet]. 2026 [atualizado maio 2026; citado 1 nov 2026]. Disponível em: https://www.msdmanuals.com/pt/casa/distúrbios-do-coração-e-dos-vasos-sanguíneos/diagnóstico-de-distúrbios-do-coração-e-dos-vasos-sanguíneos/eletrocardiograma
6. Fumarola S, Allaway R, Callaghan R, Collier M, Downie F, Geraghty J, et al. Overlooked and underestimated: medical adhesive-related skin injuries. J Wound Care. 2020;29(Sup3c):S1-S24. doi: https://doi.org/10.12968/jowc.2020.29.Sup3c.S1
7. Ali M, Elsayed A, Mendez A, Savaria Y, Sawan M. Contact and Remote Breathing Rate Monitoring Techniques: A Review. IEEE Sens J. 2021;21(13):14569-86. doi: https://doi.org/10.1109/JSEN.2021.3072607
8. Eder Y, Eldar YC. Sparsity-Based Multi-Person Non-Contact Vital Signs Monitoring via FMCW Radar. IEEE J Biomed Health Inform. 2023;27(6):2806-17. doi: https://doi.org/10.1109/JBHI.2023.3255740
9. Chen J, Zhang D, Wu Z, Zhou F, Sun Q, Chen Y. Contactless Electrocardiogram Monitoring With Millimeter Wave Radar. IEEE Trans Mob Comput. 2024;23(1):270-85. doi: https://doi.org/10.1109/tmc.2022.3214721
10. Nikitchuk TM, Vakaliuk TA, Chernysh OA, Korenivska OL, Martseva LA, Osadchyi VV. Non-contact photoplethysmographic sensors for monitoring students' cardiovascular system functional state in an IoT system. J Edge Comput. 2022;1(1):17-28. doi: https://doi.org/10.55056/jec.570
11. Liao W, Zhang C, Rosenberger M, Notni G. Evaluation of contactless respiratory rate measurement: Thermography vs. rPPG. Measurement: Sensors. 2025;38:101647. doi: https://doi.org/10.1016/j.measen.2024.101647
12. Lima RCP, Parreira WD, Borges RC, Itturriet FP. Revisão sistemática sobre o uso de radares FMCW para monitoramento sem fio de sinais vitais para aplicações em Internet das Coisas Médicas. Anais do Computer on the Beach. 2025;16:614-616. doi: https://doi.org/10.14210/cotb.v16.p614-616
13. Kebe M, Gadhafi R, Mohammad B, Sanduleanu M, Saleh H, Al-Qutayri M. Human Vital Signs Detection Methods and Potential Using Radars: A Review. Sensors (Basel). 2020;20(5):1454. doi: https://doi.org/10.3390/s20051454
14. Polar Electro. Polar H10: sensor de frequência cardíaca [Internet]. Kempele: Polar Electro; 2026 [citado 13 abr 2026]. Disponível em: https://www.polar.com/br/sensores/sensor-de-frequencia-cardiaca/h10.
15. Richards MA, Scheer JA, Holm WA, editors. Principles of modern radar: basic principles. Raleigh: SciTech Publishing; 2010. doi: https://doi.org/10.1049/SBRA021E

16. Alizadeh M, Shaker G, Almeida JCM, Morita PP, Safavi-Naeini S. Remote Monitoring of Human Vital Signs Using mm-Wave FMCW Radar. IEEE Access. 2019;7:54958-68. doi: https://doi.org/10.1109/access.2019.2912956

17. Shenzhen Hi-Link Electronic Co., Ltd. 60G millimeter wave respiratory and heartbeat detection radar module HLK-LD6002 non-contact intelligent monitoring with 2T2R [Internet]. Shenzhen: Hi-Link Electronic; 2021 [citado 13 abr 2026]. Disponível em: https://www.hlktech.net/index.php?id=1180.

18. Espressif Systems. ESP32-C3 Series [Internet]. Shanghai: Espressif Systems; [citado 13 abr 2026]. Disponível em: https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32-c3.

19. Python Software Foundation. tkinter — Python interface to Tcl/Tk [Internet]. Python 3 Documentation; 2024 [citado 13 abr 2026]. Disponível em: https://docs.python.org/3/library/tkinter.html.

20. Hao Z, Wang Y, Li F, Ding G, Fan K, Gao Y. Detection of vital signs based on millimeter wave radar. Sci Rep. 2025;15(1):28112. doi: https://doi.org/10.1038/s41598-025-09112-w

21. Hyndman RJ, Koehler AB. Another look at measures of forecast accuracy. International Journal of Forecasting. 2006;22(4):679-88. doi: https://doi.org/10.1016/j.ijforecast.2006.03.001

22. Lei G, Cheng W, Yin X, Wu Y. An innovative approach for FMCW radar vital sign monitoring with removal of respiratory harmonics. Digital Signal Processing. 2025;157:104911. doi: https://doi.org/10.1016/j.dsp.2024.104911

23. Chen Y, Yuan J, Tang J. A high precision vital signs detection method based on millimeter wave radar. Sci Rep. 2024;14(1):25535. doi: https://doi.org/10.1038/s41598-024-77683-1

NOTAS EDITORIAIS

O Journal of Health Informatics é uma publicação científica mantida pela Sociedade Brasileira de Informática em Saúde, associação científica sem fins lucrativos dedicada ao desenvolvimento da Informática em Saúde e da Saúde Digital no Brasil. O processo editorial é conduzido com independência científica, sem interferência institucional, comercial ou de patrocinadores, e segue as boas práticas internacionais de ética em publicação científica.

Este artigo foi avaliado por pares, em sistema duplo-cego, por especialistas da área. A equipe editorial usou ferramentas de inteligência artificial, com supervisão humana, na triagem inicial, na conferência do texto, das referências e dos números e, quando necessário, no redesenho de figuras, quadros e tabelas, aprovado pelos autores na prova. As ferramentas e as salvaguardas estão na Política de uso de inteligência artificial da revista. As decisões editoriais foram tomadas por pessoas.

SBIS Sociedade Brasileira de Informática em Saúde