

Dispositivo para Medição da Temperatura Corporal por Meio de Sensor BLE

Murilo Silva Felipe¹, Fábio Iaione¹, Luiz Eduardo Schardong Spalding²

¹Faculdade de Computação – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS)
Caixa Postal 549 – 79.070-900 – Campo Grande – MS – Brasil

²Centro de Engenharia Biomédica – Hospital São Vicente de Paulo (HSVP)
99010-080 – Passo Fundo – RS – Brasil

`murilosilva.felipe@gmail.com, fabio.iaione@ufms.br, spalding@elomed.com.br`

Resumo. Este trabalho apresenta o Medidor de Temperatura Timpânica (MTT), um dispositivo vestível intra-auricular para integração a um monitor multiparamétrico (MMP). Baseado no nRF52840 e sensor infravermelho MLX90615, o MTT utiliza BLE com protocolo proprietário, handshake físico para pareamento seguro, recuperação de dados pós-desconexão e otimização energética. Ensaios demonstraram consumo médio de 882,38 μ A (autonomia de 4,7 dias). A validação metrológica prática, após ajuste e comparação com referência axilar, indicou incerteza de medição de $\pm 0,240^{\circ}\text{C}$. O MTT viabiliza o monitoramento contínuo e sem fio da temperatura corporal, conforme solicitado por uma empresa nacional da área de engenharia biomédica.

Abstract. This work presents the Tympanic Temperature Meter (MTT), an intra-auricular wearable device designed for integration into a multiparametric monitor (MMP). Based on the nRF52840 and the MLX90615 infrared sensor, the MTT utilizes BLE with a proprietary protocol, physical handshake for secure pairing, post-disconnection data recovery, and energy optimization. Tests demonstrated an average consumption of 882.38 μ A (an autonomy of 4.7 days). Practical metrological validation, following adjustment and comparison with an axillary reference, indicated a measurement uncertainty of $\pm 0.240^{\circ}\text{C}$. The MTT enables continuous and wireless monitoring of body temperature, as requested by a national company in the field of biomedical engineering.

1. Introdução

A segurança do paciente em ambientes clínicos e de terapia intensiva depende do monitoramento constante de parâmetros vitais (HOANG et al., 2021). Apesar de essenciais, a maior parte dos Monitores Multiparamétricos (MMP) modernos utiliza sensores ligados por cabos, o que restringe a mobilidade e eleva o risco de desconexões acidentais e infecções cruzadas. O avanço da Internet das Coisas Médicas (IoMT) está levando à substituição desses sistemas por aparelhos vestíveis inteligentes (HOANG et al., 2021). A temperatura corporal é um sinal vital fundamental, e desvios da normotermia podem ser sinais precoces de infecções sistêmicas ou problemas metabólicos.

Nesse contexto, uma empresa nacional criou um MMP portátil, onde a temperatura ainda é medida com um sensor de contato axilar por cabo. Visando contornar essa

limitação e suprir a demanda do setor industrial por uma solução que seja sem fio e não invasiva, o objetivo geral deste trabalho foi criar o Medidor de Temperatura Timpânica (MTT), um dispositivo portátil para monitoramento por meio de sensor infravermelho, que se conecta via BLE ao MMP. A opção pela via timpânica se deve à velocidade da resposta térmica e à sua relação com a temperatura central (FULBROOK, 1997), enquanto o BLE garante eficiência energética.

O MTT foi desenvolvido por meio do projeto e montagem do hardware; do desenvolvimento de *firmware* e de um protocolo BLE seguro, com UUID exclusivo e pareamento físico; da implementação de um sistema de *buffer* em RAM para garantir a integridade dos dados; da otimização do consumo de energia; e da validação metrológica através de testes de consumo e de medição de temperatura.

O restante deste artigo está organizado da seguinte forma: a Seção 2 apresenta os trabalhos relacionados, destacando as limitações das tecnologias atuais e os diferenciais do dispositivo proposto. A Seção 3 descreve a metodologia adotada, detalhando a arquitetura de hardware, a lógica de operação do firmware e os equipamentos utilizados nos testes. Na Seção 4, são discutidos os resultados obtidos, englobando o desempenho energético, a avaliação metrológica preliminar e a validação funcional da conexão. Por fim, a Seção 5 apresenta as conclusões do trabalho e os direcionamentos para pesquisas futuras.

2. Trabalhos Relacionados

Em uma busca bibliográfica, nenhuma solução foi encontrada que corresponda exatamente ao MTT proposto, que combina medição timpânica contínua infravermelha (IV) e um protocolo BLE proprietário. Clinicamente, a medição timpânica é confiável porque o tímpano utiliza o mesmo suprimento sanguíneo da artéria carótida que o hipotálamo, centro termorregulador do organismo, assegurando uma resposta ágil às mudanças na temperatura central (FULBROOK, 1997). Contudo, a literatura cita desafios metrológicos em medições timpânicas discretas, como viés posicional em decúbito lateral (FULBROOK, 1997) e uma subestimação da temperatura central em comparação com a medição retal, que apresenta baixa sensibilidade diagnóstica para febre (CRETEL et al., 1999). Embora a medição na artéria temporal tenha uma sensibilidade ainda menor (DYBWIK; NIELSEN, 2003), o sensor timpânico IV apresenta uma forte correlação com a medição oral ($r = 0,867$) e uma boa confiabilidade em relação ao termômetro axilar de mercúrio [Chue et al. (2012), Basak et al. (2013), Khorshid et al. (2005)], superando os termômetros que fazem a leitura na testa (BASAK et al., 2013) e os descartáveis (KHORSHID et al., 2005).

Nos trabalhos técnicos de IoT voltados para temperatura, as soluções existentes são protótipos em estágio inicial. Esses têm dimensões relativamente elevadas [Jain, Jain e Agarkar (2012), Rahman et al. (2019)], utilizam medição de contato [Jain, Jain e Agarkar (2012), Rahman et al. (2019)], necessitam de alimentação externa por tomada [Jain, Jain e Agarkar (2012), Rahman et al. (2019)] ou apresentam autonomia limitada (aproximadamente 45 minutos) via Wi-Fi (HOANG et al., 2021). No contexto comercial, o fone de ouvido Honor Earbuds 3 Pro (Honor Device Co., Ltd., 2022) permite a medição auricular por meio do Bluetooth com uma incerteza de $\pm 0,3^{\circ}\text{C}$. No entanto, sua autonomia é limitada a algumas horas e requer o uso de um aplicativo proprietário [Honor Device Co., Ltd. (2022)]. O MTT proposto preenche essas lacunas ao proporcionar uma medi-

ção timpânica IV contínua sem contato, compacto, alimentado por uma pequena bateria, com autonomia de alguns dias, e que é interoperável com o monitor multiparamétrico da empresa que apresentou a demanda do MTT.

3. Metodologia

O desenvolvimento do MTT foi organizado em três camadas interdependentes: hardware, firmware e protocolo de comunicação. Esta seção descreve as opções de projeto que priorizam a segurança e a eficiência energética.

3.1. Arquitetura de Hardware

O hardware do MTT foi desenvolvido com o objetivo de miniaturização para possível adaptação retroauricular (*Behind-The-Ear*) e máxima eficiência energética, como mostrado na Figura 1. O módulo XIAO nRF52840 (SEEED STUDIO, 2023) é o núcleo de processamento, escolhido por suas medidas (21 x 17,5 mm), rádio BLE 5.0 incorporado e modos avançados de *sleep*. Ele conta com um microcontrolador ARM Cortex-M4F (64 MHz), 256 kB de RAM, 3 MB de Flash e sistema de recarga para bateria Li-Po de 3,7V Nordic Semiconductor (2022).

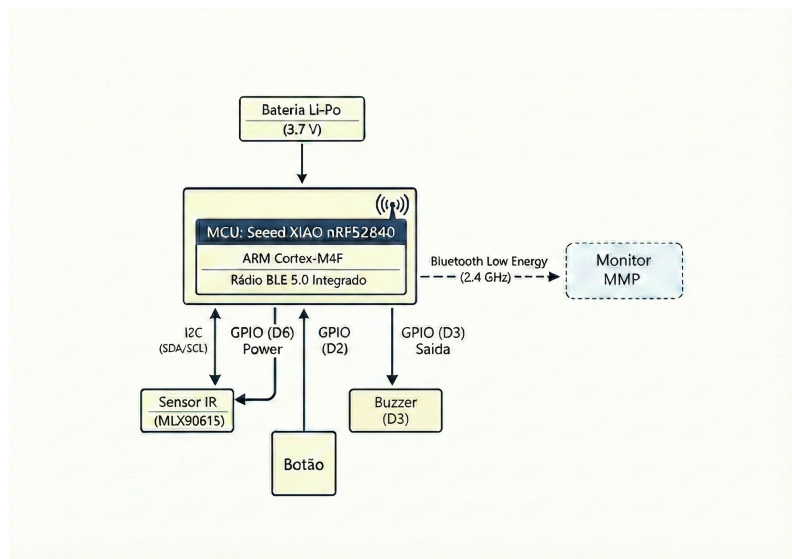


Figura 1. Diagrama de blocos do hardware do MTT, destacando conexões I2C e controle de alimentação.

Para medir a temperatura, empregou-se o sensor digital infravermelho MLX90615 (MELEXIS, 2019), que não requer contato físico. O sensor funciona por meio do SMBus (I2C), apresenta uma margem de erro de $\pm 0,2$ °C na faixa clínica (de 36 °C a 39 °C) e tem uma resolução de 0,02 °C. Para eliminar o consumo em modo de espera (*sleep*), a alimentação (VCC) é controlada diretamente por uma porta digital (Pino D6) do microcontrolador. O MTT possui uma bateria Li-Po de 3,7V (carregada por meio do conector USB-C presente no XIAO nRF52840), um botão tátil (Pino D2) para pareamento físico (*Physical Presence Handshake*) e um buzzer passivo (Pino D3) para emitir avisos sonoros.

3.2. Firmware e Lógica de Operação

Os *firmwares* foram escritos em C++ utilizando o *framework* Arduino, e foram projetados com um modelo orientado a eventos para que pudessem passar o máximo de tempo possível em modo de baixo consumo. A arquitetura é fundamentada no perfil GATT (*Generic Attribute Profile*), com o MTT funcionando como um Servidor e o MMP como um Cliente, estruturando os dados em Serviços e Características proprietárias (UUIDs de 128-bits).

3.2.1. Lógica do Sensor MTT e Otimização

O ciclo de 15 minutos otimizado que o MTT executa é mostrado na Figura 2. Logo após a inicialização, o firmware habilita a alimentação do sensor MLX90615 e começa a leitura. Para evitar problemas de alinhamento no canal auditivo, o microcontrolador efetua 50 leituras em 5 segundos enquanto o usuário move o sensor após o aviso sonoro (beep). Um algoritmo descarta os menores e escolhe o maior estável (pico). Ao se conectar ao MMP, o dado é enviado de imediato através de uma notificação BLE; caso contrário, ele é armazenado em um *buffer* circular (FIFO) na RAM, com um carimbo de tempo relativo (*offset*), para evitar o alto consumo de gravações em Flash.

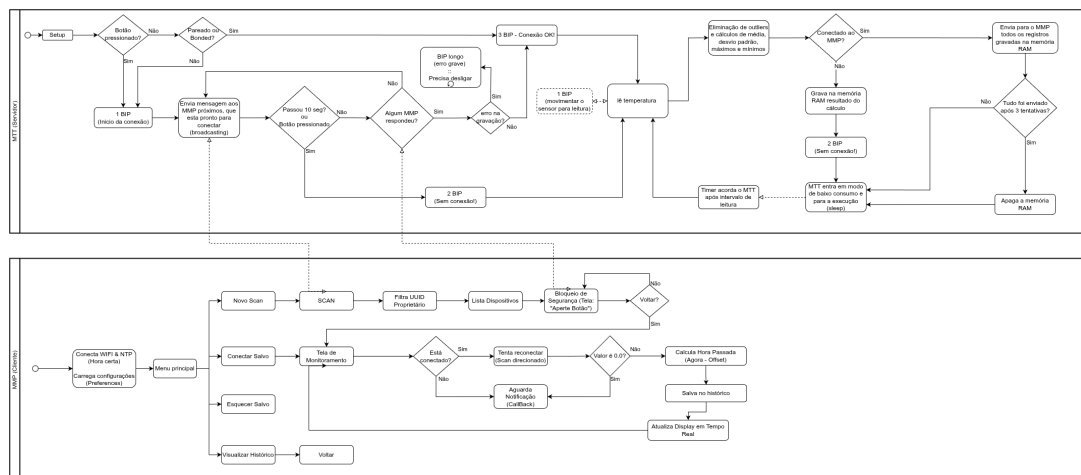


Figura 2. Fluxograma da lógica de operação do firmware e comunicação GATT.

A otimização do consumo de energia inclui uma rotina de desligamento que é bastante rigorosa antes de entrar no modo de *sleep* (*System ON Idle*): a Flash externa é colocada em *Deep Power-down*, os pinos I2C são reconfigurados para alta impedância (INPUT) para evitar correntes de fuga nos *pull-ups*, e as interfaces UART/USB são desligadas. Se a conexão for restabelecida, o firmware identifica quaisquer dados pendentes no *buffer* e inicia uma transmissão em rajada (*Burst Transfer*) para restaurar retroativamente o histórico.

Além disso, foi implementado um protocolo de segurança de *Handshake* para evitar pareamentos acidentais. Ao conectar via BLE, o MMP passa para o estado AGUARDANDO_AUTORIZACAO, sem desbloquear o canal de dados. Para que o MTT envie dados válidos, é necessário que o botão de pareamento no MTT seja pressionado

fisicamente por 150ms, ativando uma *flag* interna de permissão que libera o envio de dados.

3.2.2. Firmware do Monitor MMP - Cliente

Como não se tinha acesso ao código fonte do MMP da empresa, por questões de proteção intelectual, o MMP foi simulado por um ESP32 (mesmo dispositivo usado pela empresa) com visor OLED e desenvolveu-se um firmware para o mesmo, que servirá como base para a empresa integrar o MTT ao MMP.

O MMP simulado funciona como um dispositivo Central, realizando uma varredura seletiva (*Filtered Scan*) com base no UUID proprietário para evitar a detecção de dispositivos vizinhos. Depois que a conexão é estabelecida, o MMP se inscreve para receber notificações assíncronas através do descritor CCCD (*Client Characteristic Configuration Descriptor*) e só reage quando o sensor envia novos dados. Para que um dado seja tratado como válido, o algoritmo extrai do pacote o *Time Offset*: se este for igual a zero, a informação é exibida em tempo real; se for maior que zero, o algoritmo subtrai o valor do *timestamp* atual ($T_{medicao} = T_{atual} - Offset$), o que permite que a medição seja corretamente alocada no histórico cronológico do paciente no MMP.

3.3. Equipamentos e Protocolo de Teste

O consumo de energia foi medido utilizando o Power Profiler Kit II (Nordic Semiconductor, 2020), com uma taxa de amostragem de 100 ksp/s. Os seguintes instrumentos foram empregados para os testes de temperatura: Monitor multiparamétrico MP3.5 fornecido pela empresa (sensor axilar, $IM = \pm 0,2^\circ C$, Figura 3), Termômetro Testo110 ($\pm 0,05^\circ C$), Câmera Flir i5 ($\pm 2^\circ C$), Calibrador de corpo negro Hikvision ($\pm 0,1^\circ C$) e Banho-maria Impac ($\pm 1^\circ C$). Os instrumentos não tinham nenhum certificado de calibração válido. Todos os testes foram realizados em um ambiente controlado a uma temperatura de $24^\circ C \pm 1^\circ C$, e a emissividade (ϵ) foi ajustada para 0,97. Estabeleceram-se três pontos de calibração: $32^\circ C$, $38^\circ C$ e $44^\circ C$.

4. Resultados e Discussões

Nesta seção, são mostrados os resultados obtidos nos ensaios de validação do MTT, divididos em desempenho energético, desempenho metrológico e validação funcional.

4.1. Desempenho energético

A autonomia é fundamental para dispositivos vestíveis de monitoramento constante. Os testes mostraram uma corrente em sleep estável de $\approx 700 \mu A$ entre medições, $\approx 5,47 mA$ quando ativo e corrente média de $882,38 \mu A$, obtida pelas estratégias de *sleep* descritas na Seção 3. Levando em conta essa corrente média, foi estimada uma autonomia de 113 horas (ou 4,7 dias) utilizando uma bateria LiPo de $100 mAh$ (modelo 501015, com dimensões de $10 \times 15 \times 5 mm$). A corrente em sleep é o que determina o consumo médio, pois o MTT fica em modo ativo apenas por 5s. Portanto, futuras melhorias na autonomia devem se concentrar em diminuir a corrente em *sleep*.



Figura 3. Monitor multiparamétrico comercial fornecido pela empresa (MMP) e referência axilar.

4.2. Avaliação Metrológica Preliminar e Avaliação Funcional

Na falta de certificados de calibração, foi estabelecido o termômetro Testo110 como padrão local de contato ($IM = \pm 0,05^\circ C$) e um calibrador de corpo negro para medições infravermelhas ($IM = \pm 0,1^\circ C$). As incertezas foram determinadas pelo método RSS (*Root Sum of Squares*), que combina componentes sistemáticas e aleatórias [Dunn (2010)], com e sem a correção de offset e ganho.

4.2.1. Calibração de Bancada do MMP e MTT

Para calibrar o MMP, o sensor foi preso à sonda do Testo110 e imerso em um banho-maria estabilizado. Os erros obtidos estão na Tabela 1. A incerteza de medição do MMP, antes da correção, era de $\pm 0,481^\circ C$ e caiu para $\pm 0,169^\circ C$ após a correção usando regressão linear.

A calibração do MTT foi realizada inicialmente usando um calibrador de corpo negro como referência, cuja homogeneidade foi verificada visualmente com a câmera termográfica. O sensor IV do MTT foi fixado a 25 mm e 0° (preenchimento total do FOV), capturando 50 leituras por *setpoint*. Os erros obtidos são mostrados na Tabela 2, onde se pode perceber que o erro médio diminuiu de $-2,75^\circ C$ para $0,02^\circ C$ e o desvio padrão expandido de $2,75^\circ C$ para $0,37^\circ C$, após aplicação dos coeficientes obtidos pela regressão linear ($T_{cor} = 1,37 \cdot T_{bruto} - 10,27$). Isso resultou na diminuição da incerteza de medição de $\pm 3,89^\circ C$ para $\pm 0,38^\circ C$.

Tabela 1. Medidas e erros obtidos na calibração do MMP em banho-maria. O desvio padrão expandido para 95% (σ_{95}) foi calculado por meio da distribuição de Student ($t_{Student} = 2,145$ para $N = 15$, $\nu = 14$, 95%). Os coeficientes angular e linear, usados para correção das medidas do MMP, foram obtidos por meio de uma regressão linear aplicada às medidas sem correção (eixo $x = T_{ref}$ e eixo $y = T_{mmp}$). $T_{mmp-corr} = 1,0386.T_{mmp} - 1,1947$.

T_{ref} (°C)	T_{mmp} (°C)	E_{raw} (°C)	$T_{mmp-corr}$ (°C)	E_{cor} (°C)
Setpoint 32,0 °C				
31,798	31,8	+0,002	31,83	+0,034
31,797	31,8	+0,003	31,83	+0,035
31,796	31,8	+0,004	31,83	+0,036
31,795	31,8	+0,005	31,83	+0,037
31,794	31,8	+0,006	31,83	+0,038
Setpoint 38,0 °C				
37,446	37,1	-0,346	37,34	-0,109
37,447	37,2	-0,247	37,44	-0,006
37,449	37,2	-0,249	37,44	-0,008
37,450	37,2	-0,250	37,44	-0,009
37,449	37,0	-0,449	37,23	-0,216
Setpoint 44,0 °C				
43,117	42,7	-0,417	43,15	+0,036
43,120	42,7	-0,420	43,15	+0,033
43,120	42,7	-0,420	43,15	+0,033
43,119	42,7	-0,419	43,15	+0,034
43,120	42,7	-0,420	43,15	+0,033
Análise Estatística Global ($N = 15$)				
Máx. Abs.	–	0,449	–	0,216
Média (μ)	–	-0,241	–	0,000
Desvio Padrão (σ)	–	0,191	–	0,071
Desvio pad. exp. (σ_{95})	–	0,411	–	0,153

4.2.2. Avaliação Funcional em Condições Reais e Testes de Posicionamento

A medição timpânica (MTT) em aplicação prática foi validada contra o padrão axilar (MMP) corrigido ($T_{ref} = 37,1^\circ\text{C}$, ambiente 25°C , estabilização de 20 min). O protocolo incluiu uma movimentação angular do sensor do MTT no ouvido de $\pm 30^\circ$, centro, para baixo, para cima, para frente, para trás (Figura 4). Os erros obtidos estão listados na Tabela 3.

Percebe-se na Tabela 3 que os erros do MTT corrigido são maiores que os erros do MTT sem correção, o que sugere uma provável falta de exatidão do calibrador de corpo negro, já que esse equipamento foi utilizado na calibração e correção do MTT, descrita na Seção 4.2.1, e não possuía certificado de calibração. Portanto, a incerteza de medição do calibrador de corpo certamente é bem maior que os $\pm 0,1^\circ\text{C}$ declarados.

Quando se observam os erros do MTT Bruto (sem correção) na Tabela 3, verifica-se uma boa concordância com a referência axilar corrigida, apresentando um erro médio de $+0,145^\circ\text{C}$ e um desvio padrão expandido de $0,170^\circ\text{C}$, que resultaram em uma $IM = \pm 0,284^\circ\text{C}$. Esse resultado indica viabilidade de aplicação na prática clínica, e

Tabela 2. Comparativo estatístico dos erros de medição sem e com correção.
Erro Médio: viés sistemático ($\bar{x} - Ref$). $|E|_{max}$: erro máximo absoluto (pior caso).
A incerteza expandida (σ_{95}) foi calculada com $k = 1,96 (N = 150)$.

Setpoint (°C)	Sem Correção				Com Correção			
	Err Méd (°C)	Dp (σ) (°C)	σ_{95} (°C)	$ E _{max}$ (°C)	Err Méd (°C)	Dp (σ) (°C)	σ_{95} (°C)	$ E _{max}$ (°C)
32,0	-0,97	0,05	0,11	1,08	+0,24	0,07	0,14	0,45
38,0	-2,89	0,08	0,15	3,02	-0,17	0,11	0,21	0,35
44,0	-4,39	0,06	0,11	4,52	-0,00	0,08	0,15	0,20
Global	-2,75	1,40	2,75	4,52	+0,02	0,19	0,37	0,45

portanto, foi realizado um ajuste nas medidas do MTT (aplicação de um offset de -0,145 °C), para que o mesmo indicasse a temperatura axilar por meio da medição da temperatura timpânica, resultando em uma $IM = \pm 0,240^\circ\text{C}$ para o MTT.

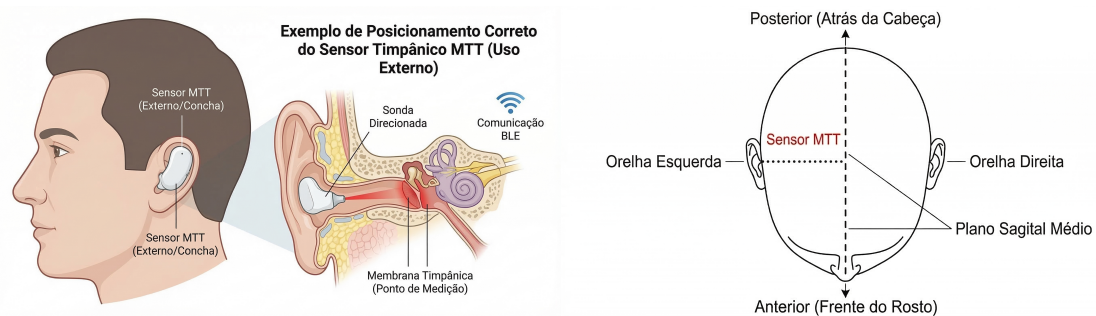


Figura 4. À esquerda: Medidas do MTT em aplicação prática em diferentes posições (média e amplitude). À direita: Detalhe do posicionamento do sensor IV, sendo que a posição 0° corresponde ao sensor alinhado com a reta perpendicular ao plano sagital.

Os efeitos do alinhamento do sensor IV com o tímpano eram uma grande dúvida, pois se estiver desalinhado, irá apontar para as paredes mais frias do canal auditivo, medindo temperaturas menores.

Os resultados, ao contrário da hipótese de erros elevados, mostraram desvios relativamente pequenos. A diferença entre os extremos (mínimo de 37,195°C no Centro e máximo de 37,535°C em Trás) foi de 0,34°C. Cabe observar que nesse teste, as posições da Tabela 3 foram mantidas fixas, e que a abordagem de movimentar levemente o sensor durante o processo de medição (5 s) para identificar a maior temperatura (melhor alinhamento do sensor) minimiza esse erro.

Nos testes, foram observadas medidas anormais de temperatura ($> 44^\circ\text{C}$), que percebeu-se ocorrerem sempre que a "janela" de vidro do sensor IV tocava diretamente a parede do canal auditivo. Após uma análise da estrutura do sensor, concluiu-se que isso ocorre porque o sensor de temperatura de compensação, presente dentro do sensor IV, fica na extremidade oposta à janela de vidro e, portanto, a compensação é prejudicada devido a um gradiente de temperatura no invólucro do sensor IV. Para evitar esse problema, foi

Tabela 3. Análise comparativa das temperaturas e discrepâncias (ΔT) entre o sensor timpânico (MTT) e a referência axilar corrigida. Referência: Temperatura do MMP ajustada pela calibração em banho-maria ($T_{ref} = 37,337^\circ\text{C}$). MTT Corrigido: Aplicada correção após calibração com corpo negro ($y = 1,37x - 10,27$).

	MTT Bruto (Sem correção) vs MMP Corrigido ($37,337^\circ\text{C}$)				MTT Corrigido (Eq. Corpo Negro) vs MMP Corrigido ($37,337^\circ\text{C}$)			
Posição ($N = 50$)	Dif. Méd ($^\circ\text{C}$)	Dp (σ) ($^\circ\text{C}$)	σ_{95} ($^\circ\text{C}$)	$ \Delta _{max}$ ($^\circ\text{C}$)	Dif. Méd ($^\circ\text{C}$)	Dp (σ) ($^\circ\text{C}$)	σ_{95} ($^\circ\text{C}$)	$ \Delta _{max}$ ($^\circ\text{C}$)
Centro	+0,083	0,026	0,051	0,103	+3,658	0,035	0,069	3,685
Baixo	+0,101	0,041	0,081	0,183	+3,683	0,056	0,111	3,795
Cima	+0,159	0,031	0,061	0,183	+3,762	0,043	0,084	3,795
Frente	+0,089	0,046	0,090	0,183	+3,667	0,063	0,123	3,795
Trás	+0,295	0,027	0,053	0,343	+3,948	0,037	0,072	4,014
Global	+0,145	0,087	0,170	0,343	+3,744	0,119	0,233	4,014

incorporado um filtro de outliers no firmware, que descarta leituras que estão fora do intervalo fisiológico aceitável ($44^\circ\text{C} < T < 32^\circ\text{C}$) e solicita uma nova medição. Cabe destacar que estados clínicos críticos, como a hipotermia grave (abaixo de 35°C) e a hipertermia grave (acima de 41°C), estão contemplados dentro da faixa de leitura aceita, garantindo que não sejam omitidos pelo descarte automático.

4.3. Validação Funcional da Conexão

Testes de conectividade confirmaram a solidez do emparelhamento nRF52840 (MTT) e ESP32 (MMP). O algoritmo *scan* do MMP conseguiu filtrar o prefixo, ignorando 12 outros dispositivos BLE ao redor. No teste de segurança, o sistema conseguiu bloquear o acesso aos dados em todas as 20 tentativas que foram feitas sem pressionar o botão físico. Após o pareamento ser autorizado, a transmissão contínua uma vez por segundo foi mantida sem perdas em um raio de 5 metros, sem obstáculos. Portanto, a topologia 1:1, juntamente com o *handshake* físico, é suficiente para garantir a segurança e a confiabilidade dos dados clínicos sensíveis.

5. Conclusões

O MTT foi desenvolvido conforme o objetivo definido, resultando em um dispositivo vestível intra-auricular com comunicação BLE e gerenciamento de energia eficiente, além de uma validação metrológica preliminar.

Em termos energéticos, a abordagem de *Light Sleep* assegurou uma corrente média de $\approx 882,38\mu\text{A}$, o que se traduz em uma autonomia estimada de 4,7 dias (bateria de 100 mAh). Esse desempenho é superior a outras abordagens de IoT que dependem de fontes mais robustas para garantir uma conectividade constante [Hoang et al. (2021), Jain, Jain e Agarkar (2012)], reafirmando a viabilidade do MTT para um monitoramento prolongado sem comprometer a portabilidade.

Durante a calibração em laboratório, que faz parte da validação metrológica, foram identificadas algumas limitações no calibrador de corpo negro utilizado, o que evidencia a necessidade de uma calibração futura desse equipamento em laboratório da RBC/IN-METRO. Entretanto, a avaliação funcional em condições reais com o MMP axilar como padrão local trouxe resultados promissores. O MTT mostrou uma diferença média de $+0,145^{\circ}\text{C}$ ($IM = \pm 0,284^{\circ}\text{C}$), o que está alinhado com a literatura que discute a diferença fisiológica entre as temperaturas timpânica e axilar [Fulbrook (1997), Cretel et al. (1999)]. Após a implementação do ajuste, a incerteza final na indicação da temperatura axilar caiu para $\pm 0,240^{\circ}\text{C}$.

Desta forma, o protótipo foi capaz de atender de maneira preliminar aos requisitos de exatidão laboratorial, exigidos para termômetros ajustados, pela norma ABNT NBR ISO 80601-2-56 (ABNT, 2022), e os ensaios práticos forneceram uma prova de conceito inicial essencial que viabiliza a futura validação clínica, com vários indivíduos e comparação com a temperatura retal. Ao contrário da hipótese inicial de que o desalinhamento causaria erros elevados, os testes demonstraram que a geometria do canal auditivo, aliada ao uso de protetor de silicone e à abordagem do firmware (coleta de 5 s), garantiu robustez ao sistema. A variação máxima causada por deslocamentos angulares de até 30° foi de apenas $0,34^{\circ}\text{C}$.

Entre as principais contribuições da pesquisa, destaca-se o depósito de patente de invenção do sistema, a primeira comprovação metrológica e o novo protocolo *Physical Handshake*, que minimiza pareamentos acidentais em ambientes hospitalares, além do *buffer* circular em RAM que permite a recuperação de dados.

Como trabalhos futuros, pode-se citar: realização de ensaios clínicos amplos, utilizando a temperatura retal ou esofágica como padrão, usando equipamentos com certificados de calibração válidos, para um refinamento estatístico dos coeficientes de ajuste; integração do código-fonte desenvolvido com o MMP 3.5 da empresa parceira; miniaturização do hardware para uma única PCB no formato de aparelho retroauricular (*Behind-The-Ear*); e implementação de criptografia avançada (*LE Secure Connections*) no enlace de dados BLE.

De forma resumida, o MTT trouxe contribuições para a área de computação aplicada à saúde, disponibilizando uma nova solução *wireless* que se alinha às necessidades do mercado de equipamentos eletromédicos, além de contribuir com o desenvolvimento tecnológico no país.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com apoio da Universidade Federal de Mato Grosso do Sul – UFMS/MEC, da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES, e da Elomed Indústria e Comércio de Equipamentos Eletrônicos LTDA

Referências

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. ABNT NBR ISO 80601-2-56:2021/Cor 1:2022: Equipamento eletromédico - Parte 2-56: Requisitos particulares para a segurança básica e desempenho essencial de termômetros clínicos para medição de temperatura corporal. Rio de Janeiro, 2022.

- BASAK, T. et al. Comparison of three different thermometers in evaluating the body temperature of healthy young adult individuals. *International Journal of Nursing Practice*, Blackwell Publishing Ltd, v. 19, n. 5, p. 471–478, 2013.
- CHUE, A. L. et al. Comparability of tympanic and oral mercury thermometers at high ambient temperatures. *BMC Research Notes*, BioMed Central Ltd, v. 5, 2012. Disponível em: <<https://doi.org/10.1186/1756-0500-5-356>>.
- CRETEL, E. et al. Comparative study of body temperature with rectal and tympanic methods. *La Revue de Medecine Interne*, Elsevier, v. 20, n. 11, p. 981–984, 1999.
- DUNN, P. F. *Measurement and data analysis for engineering and science*. 2. ed. Boca Raton: CRC Press, 2010. ISBN 978-1-4398-2568-6.
- DYBWIK, K.; NIELSEN, E. W. Infrared temporal thermometry. *Tidsskrift for den Norske Lægeforening*, v. 123, n. 21, p. 3025–3026, 2003.
- FULBROOK, P. Core body temperature measurement: a comparison of axilla, tympanic membrane and pulmonary artery blood temperature. *Intensive and Critical Care Nursing*, Elsevier, v. 13, n. 5, p. 266–272, 1997.
- HOANG, M. L. et al. Body temperature-indoor condition monitor and activity recognition by mems accelerometer based on iot-alert system for people in quarantine due to covid-19. *Sensors (Basel, Switzerland)*, MDPI AG, v. 21, n. 7, p. 2313, 2021.
- Honor Device Co., Ltd. *HONOR Earbuds 3 Pro*. 2022. Especificações e Imagens do Produto. Disponível em: <<https://www.hihonor.com/global/audio/honor-earbuds-3-pro/>>. Acesso em: 02 fev. 2026.
- JAIN, N. P.; JAIN, P. N.; AGARKAR, T. P. An embedded, GSM based, multiparameter, realtime patient monitoring system. In: *2012 International Conference on Computational Intelligence and Communication Networks*. [S.l.]: IEEE, 2012. p. 987–992.
- KHORSHID, L. et al. Comparing mercury-in-glass, tympanic and disposable thermometers in measuring body temperature in healthy young people. *Journal of Clinical Nursing*, Blackwell Science Ltd, v. 14, n. 4, p. 496–500, 2005.
- MELEXIS. *MLX90615 Infra Red Thermometer*. [S.l.], 2019. Rev. 006. Disponível em: <<https://www.melexis.com/en/product/MLX90615/Infrared-Thermometer-Sensor>>.
- Nordic Semiconductor. *Power Profiler Kit II (PPK2)*. 2020. Ferramenta de medição de energia. Disponível em: <<https://www.nordicsemi.com/Products/Development-hardware/Power-Profiler-Kit-2>>. Acesso em: 02 fev. 2026.
- NORDIC SEMICONDUCTOR. *nRF52840 Product Specification v1.7*. [S.l.], 2022. Disponível em: <https://infocenter.nordicsemi.com/pdf/nRF52840_PS_v1.7.pdf>.
- RAHMAN, A. et al. Iot based patient monitoring system using ecg sensor. *IEEE*, 2019.
- SEEED STUDIO. *Seeed XIAO nRF52840 - Getting Started*. [S.l.], 2023. Acessado em: 20 dez. 2023. Disponível em: <https://wiki.seeedstudio.com/XIAO_NRF52840_Getting_Started/>.