

Dispositivo para Aquisição de ECG e Transmissão via BLE

Laudiel Soares de Arruda¹, Fábio Iaione¹, Luiz Eduardo Schardong Spalding²

¹Faculdade de Computação – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul (UFMS)
79070-900 – Campo Grande – MS – Brasil

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

laudiel@gmail.com, fabio.iaione@ufms.br, spalding@elomed.com.br

Abstract. *The multiparameter monitor (MPM) is an important electromedical equipment responsible for monitoring the patient's main vital signs. A Brazilian company has developed a portable MPM that integrates an e-Health platform for recording physiological parameters in the cloud, including the electrocardiogram (ECG) signal, captured by electrodes connected by cables. When recording the ECG, especially in a residential environment, cables connected to the electrodes presents several inconveniences. Given the above, a low-cost electronic device with low energy consumption was developed to capture the ECG signal and transmit it via Bluetooth low energy, which is integrated into the MPM developed by the company.*

Resumo. *O monitor multiparamétrico (MMP) é um importante equipamento eletromédico, responsável por monitorar os principais sinais vitais do paciente. Uma empresa brasileira desenvolveu um MMP portátil que integra uma plataforma e-Health para registro de parâmetros fisiológicos na nuvem, incluindo o sinal de eletrocardiograma (ECG), captado por eletrodos conectados por cabos. No registro do ECG, principalmente em ambiente residencial, a utilização de cabos conectados aos eletrodos apresenta vários inconvenientes. Dado o exposto, desenvolveu-se um dispositivo eletrônico de baixo custo, com baixo consumo de energia, para captação do sinal de ECG e transmissão via Bluetooth low energy, para ser integrado ao MMP desenvolvido pela empresa.*

1. Introdução

O monitor multiparamétrico (MMP) é um equipamento eletromédico responsável por monitorar em tempo real os principais sinais vitais do paciente, possibilitando o acompanhamento da evolução do quadro clínico por meio de informações quantitativas e confiáveis, e gerando alarmes para os profissionais de saúde em caso de condições fora da normalidade [Ozkan et al. 2020]. Embora o uso do MMP com o paciente em repouso seja uma prática comum em estabelecimentos assistenciais de saúde, sua contra-parte residencial ainda enfrenta muitos desafios técnicos. A importância do monitoramento residencial ficou bastante evidente durante a pandemia de COVID-19.

Nesse sentido, uma empresa brasileira desenvolveu, por meio de um projeto aprovado em agência de fomento, um MMP portátil que integra uma plataforma e-Health para registro de parâmetros fisiológicos na nuvem. Atualmente, esse MMP portátil está em processo de certificação no INMETRO, para ser produzido por uma indústria. O hardware

desse MMP portátil baseia-se no módulo de desenvolvimento rápido ESP-32, possui uma bateria recarregável com autonomia de 10 dias (no modo econômico), e possui as seguintes dimensões: 150 mm de comprimento, 80 mm de largura e 35 mm de altura, com massa de 240 g. Ele possui um display gráfico de cristal líquido (50 mm x 35 mm) e é capaz de registrar os seguintes parâmetros fisiológicos: temperatura corporal por meio de um sensor de contato, oximetria de pulso por meio de sensores ópticos (PPG-fotopleletismografia), pressão arterial por meio de manguito/braçadeira insuflados automaticamente, e sinal de ECG (eletrocardiograma) por meio de três eletrodos, conectados por cabos, permitindo registrar uma derivação.

O ECG corresponde ao registro da atividade elétrica do coração durante o seu funcionamento, captada por eletrodos na superfície do tórax. Os potenciais elétricos produzidos pelo músculo cardíaco, na superfície do corpo, são gerados pela contínua despolarização e repolarização das células musculares cardíacas individuais, que somadas dão origem ao sinal de ECG [Song et al. 2019]. Normalmente, o ECG é utilizado para verificar o ritmo dos batimentos cardíacos, verificar a dimensão e a posição das câmaras cardíacas, detectar a presença de possíveis danos ao miocárdio ou ao sistema de condução, e monitorar os efeitos induzidos por medicamentos. No registro do ECG, principalmente em ambiente residencial, a utilização de cabos conectados aos eletrodos apresenta vários inconvenientes, tais como: incômodo para o paciente; geração de artefatos de movimento no ECG, devido à movimentação do eletrodo causada pela movimentação dos cabos; desconexão acidental entre cabo e eletrodo; e rompimento da parte condutora do cabo após um tempo de utilização/manipulação. Dado o exposto, percebe-se a necessidade de um dispositivo para captação do ECG com dimensões adequadas para ser fixado no tórax, junto com os eletrodos, capacidade de transmissão *wireless*, e baixo consumo de energia (bateria pequena).

Além da pesquisa de soluções disponíveis no mercado, foi realizada uma revisão sistemática da literatura nas principais bases de dados, resultando alguns artigos relacionados a esse trabalho. Verificou-se que no mercado existem alguns módulos para captação do ECG e transmissão via BLE [Microchip 2024], [Rassoft 2024], [Omegawave 2024], entretanto, esses módulos, assim como outros desenvolvidos em pesquisas científicas [Ozkan et al. 2020], [Song et al. 2019], [Rachim and Chung 2016], [Kim et al. 2020], [Biagetti et al. 2020], [Jung et al. 2021], apresentam alguma limitação que os tornam inadequados para utilização na aplicação desejada. Esses módulos apresentam dimensões inadequadas, ou são projetados para funcionarem comunicando-se apenas com um aplicativo específico do fabricante, ou apresentam um custo elevado que inviabiliza a sua utilização, ou são implantáveis, ou consomem muita energia, ou são protótipos na versão “beta”.

Ante o exposto, o objetivo desse trabalho foi projetar e construir um dispositivo de baixo custo, com baixo consumo de energia, para captação do sinal de ECG e transmissão via BLE (*Bluetooth Low Energy*) para ser integrado ao MMP descrito anteriormente.

Como contribuições desse trabalho, pode-se citar: o hardware do dispositivo de ECG construído, de baixo custo e baixo consumo de energia; o firmware do dispositivo de ECG construído, simples e eficiente; o firmware do dispositivo que simula o MMP; os testes de desempenho do dispositivo, tendo como base a norma [ANSI/AAMI 2002]; o incremento no uso de tecnologia e na competitividade da indústria brasileira.

2. Materiais e Métodos

Considerando o objetivo de desenvolver um pequeno dispositivo, de baixo custo e com baixo consumo de energia, para ser fixado junto com os eletrodos no tórax do paciente, e transmitir o sinal de ECG (30 s de ECG a cada hora) via BLE ao monitor multiparamétrico, utilizou-se a seguinte metodologia.

Para captação do sinal de ECG, foi utilizado um módulo baseado na interface analógica (*analog front-end* – AFE) AD8232, conectado diretamente a um módulo microcontrolador com BLE, modelo XIAO nRF52840 (Seeed Studio), selecionado devido as suas características adequadas para a aplicação desejada. A Figura 1 mostra o diagrama de blocos do dispositivo construído.

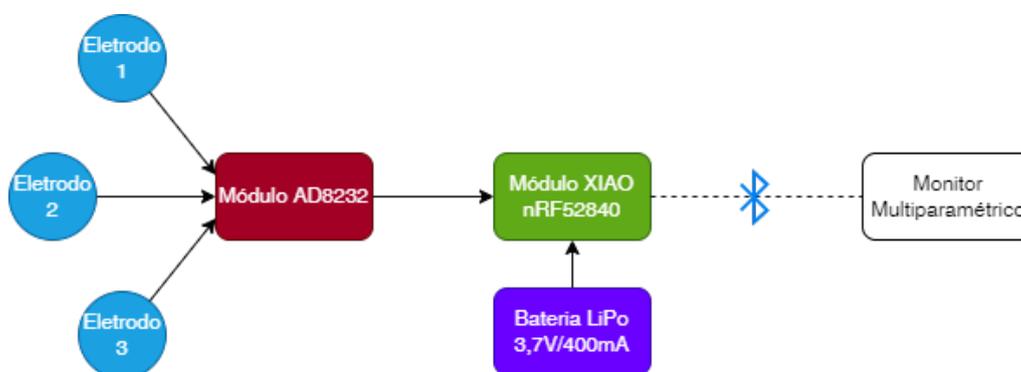


Figura 1. Arquitetura do hardware do dispositivo construído.

As subseções seguintes descrevem os componentes desse diagrama com mais detalhes.

2.1. Módulo AD8232

Existem no mercado módulos para aquisição do sinal de ECG, como é o caso do módulo AD8232 (Figura 2 (a)). Esse módulo possui um circuito integrado AD8232 [AnalogDevices 2020] e todos os componentes passivos (resistores e capacitores) necessários para configuração adequada dos filtros e registro do sinal de ECG.

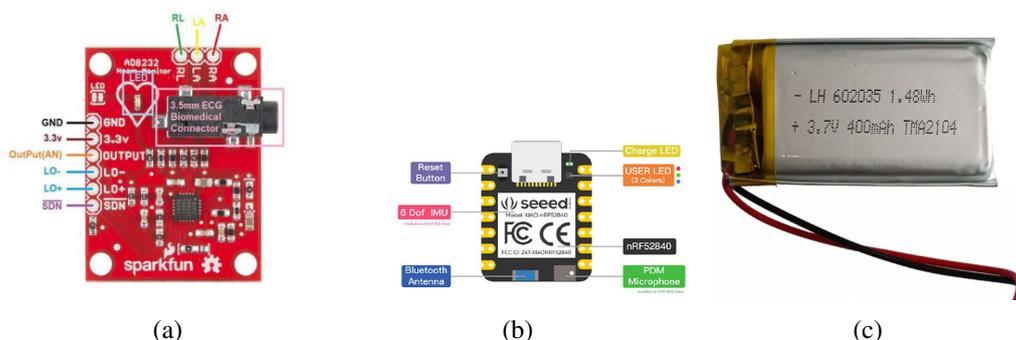


Figura 2. Módulo AD8232 (a), 36 x 28 x 6 mm; módulo XIAO nRF52840 (b), 21 x 17,5 x 3,5 mm; e bateria LiPo LH602035 (3,7 V/400 mAh) (c), 35 x 20 x 6 mm. Retirado de sparkfun.com e seeedstudio.com.

As principais especificações técnicas do módulo AD8232 são: saída analógica de 0 V a 3,3 V; ganho de 1100; tensão de alimentação de 3,3 V ($I=170 \mu A$); razão de

rejeição em modo comum de 80 dB; *driver* da perna direita integrado (RLD); filtro de RFI integrado; e potencial de meia-célula máximo de +/- 300 mV. A Tabela 1 mostra as funções dos pinos do módulo AD8232.

Tabela 1. Descrição das funções dos pinos do módulo AD8232.

Pino	Descrição	Pino	Descrição
RL	Eletrodo da perna direita (RLD)	AN	Saída analógica do módulo
LA	Eletrodo do braço esquerdo (+IN)	LO-	Indicador de desconexão na -IN
RA	Eletrodo do braço direito (-IN)	LO+	Indicador de desconexão na +IN
GND	Referência da alimentação	SDN	Controle para desligamento (<i>shutdown</i>)
3,3V	Terminal de alimentação		

O circuito integrado *front-end* analógico AD8232 foi projetado para captar, amplificar e filtrar biopotenciais registrados em condições ruidosas. Permite implementar um filtro passa-alta de dois polos para eliminar artefatos de movimento e o potencial de meia-célula dos eletrodos, além de um filtro passa-baixa de três polos para remover ruídos e funcionar como filtro *anti-aliasing*. Para melhorar a rejeição em modo comum em 60 Hz e outras frequências indesejadas, o AD8232 possui um amplificador para implementar um circuito de controle da perna direita (*right leg drive*). Por fim, o AD8232 possui um circuito de recuperação rápida para o filtro passa-alta, que após saturação provocada por variação abrupta na entrada (desconexão e reconexão de eletrodo), diminui automaticamente a constante de tempo do filtro para que o dispositivo volte a registrar o sinal rapidamente.

2.2. Módulo XIAO nRF52840

O módulo XIAO nRF52840 (Figura 2 (b)) baseia-se no RFSoc (*Radio Frequency System on Chip*) nRF52840 [NordicSemiconductor 2019], que possui um microcontrolador ARM Cortex-M4 (64 MHz) com FPU (*Float Point Unit*), 1 MB de flash, 256 kB de RAM, e conectividade Bluetooth 5.0 (BLE). Esse módulo possui também antena integrada, regulador de 3,3 V, circuito integrado para controle de carga da bateria (I_{carga} de 50 mA ou 100 mA), memória flash de 2 MB, e interfaces: UART, I2C, SPI, NFC, 11 GPIOs (PWM), 6 ADCs (12 bits). Em relação ao seu consumo de energia, sua especificação indica um consumo de 5 μ A para o modo *deep sleep*.

Existe um conector USB-C no módulo XIAO nRF52840 por meio do qual é fornecida energia para seu funcionamento e para recarga da bateria. Além disso, quando conectado a um computador desktop por meio dessa porta USB, surge uma porta serial virtual no PC que permite a gravação do firmware no módulo e a transferência de dados.

Em relação a programação do módulo XIAO nRF52840, ele é compatível com as plataformas Arduino e CircuitPython, o que facilita e acelera significativamente sua programação.

2.3. Bateria

Considerando a definição inicial de que o dispositivo em desenvolvimento deveria coletar e transmitir 30 s de ECG a cada hora, o tipo de bateria compatível com o módulo XIAO nRF52840, e medidas preliminares da corrente de consumo, além das dimensões da bateria, selecionou-se a bateria LiPo (lítio-polímero) de 3,7 V e 400 mAh, modelo LH602035 (Figura 2 (c)).

A Tabela 2 mostra o consumo de energia do dispositivo, medido inicialmente por meio de um multímetro digital, modelo ET-1000 e marca Minipa.

Tabela 2. Consumo de energia do dispositivo desenvolvido, para 24h.

Estado	Corrente _{média} ± DPR	Tempo	mAh
Registrando ECG	1,01 mA ± 0,47%	0,2 h (30 s x 24)	0,2020
Transmitindo	12,13 mA ± 2,25%	0,013 h (2 s x 24)	0,1617
Shutdown	0,99 mA ± 0,48%	23,787 h	23,5488
TOTAL	-	24 h	23,91

Com base no valor obtido de 23,91 mAh, calculou-se uma estimativa para a autonomia da bateria selecionada (400 mAh / 23,91 mAh = 16,7 dias), considerada adequada para essa aplicação.

2.4. Firmware do dispositivo

O firmware para o módulo XIAO nRF52840 foi desenvolvido em linguagem C++ na plataforma Arduino (versão 2.0.3), instalada no Windows 11 Home. As seguintes bibliotecas foram instaladas na plataforma Arduino: Seeed Arduino rpcBLE (versão 1.0.0), Seeed nRF52 Boards (versão 1.1.1), e Arduino ESP32 Boards (versão 2.0.13).

A Figura 3 mostra o fluxograma do firmware desenvolvido, cujo código fonte possui 142 linhas (sem comentários e linhas em branco).

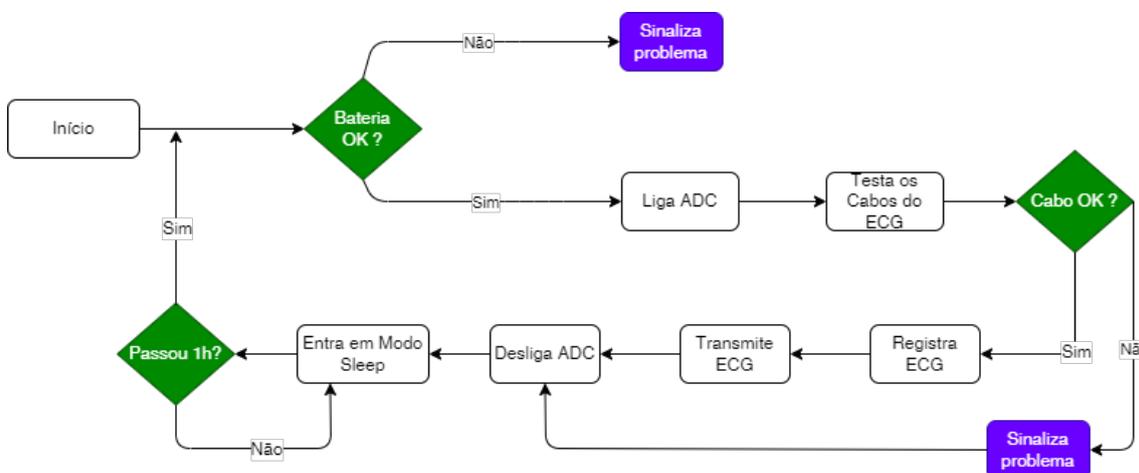


Figura 3. Fluxograma do firmware desenvolvido para o dispositivo. Nos testes, o intervalo de tempo entre os registros foi diminuído para 1 min.

A taxa de amostragem utilizada para aquisição do ECG foi 250 amostras/s, mantendo compatibilidade com o MMP, com resolução do ADC de 12 bits. Cada amostra digitalizada é convertida para milivolts e armazenada em uma variável do tipo ponto flutuante (precisão simples, 4 bytes), resultando 30.000 bytes para cada segmento de 30 s de ECG, que são enviados via BLE em 2 s. Os problemas de bateria descarregada e cabo desconectado são sinalizados por meio do LED presente no módulo XIAO nRF52840. A sinalização de bateria fraca é realizada quando sua tensão atinge um valor abaixo de 3,3 V.

2.5. Encapsulamento do dispositivo

O dispositivo foi encapsulado em uma caixa plástica, fabricada em uma impressora 3D, utilizando silicone para fixação e proteção dos componentes do dispositivo (Figura 4).



Figura 4. Foto do dispositivo encapsulado na caixa plástica, medindo 40 mm x 34 mm x 15 mm, com massa total de 22 g.

O cabo para ligação dos três eletrodos é conectado ao dispositivo por meio de um conector P2, já existente no módulo AD8232. Para recarga da bateria utiliza-se o conector USB-C, já existente no módulo XIAO nRF52840.

2.6. Testes do dispositivo

Nos testes do dispositivo construído, utilizou-se um módulo ESP-32, modelo WROOM-32, para simular o MMP desenvolvido pela empresa. Esse ESP-32, rodando um firmware também elaborado neste trabalho, recebe as amostras via BLE e as reenvia para um desktop por meio de uma porta serial-USB, sendo gravado em arquivo texto (.txt) por meio do aplicativo Teraterm. Essa abordagem permitiu desenvolver o dispositivo sem a necessidade de ter acesso e de modificar os códigos fonte do firmware do MMP (propriedade industrial da empresa). Dessa forma, a equipe de desenvolvimento de firmware da empresa, com base no firmware desenvolvido neste trabalho para o ESP-32, pode integrar facilmente o dispositivo ao MMP.

Os testes realizados correspondem aos principais testes preconizados na norma ANSI/AAMI EC13:2002 [ANSI/AAMI 2002], que define os requisitos para monitores cardíacos e medidores de frequência cardíaca.

3. Resultados e Discussões

Essa seção apresenta os resultados obtidos nos testes realizados com o dispositivo construído, totalizando 14 registros (reg1 a reg14), com 30 s de sinal cada um. A seguir são descritos os circuitos utilizados, montados em uma matriz de contatos, e os respectivos resultados. Nas Figuras 5, 6 e 7, +IN corresponde ao pino LA do módulo AD8232, -IN ao pino RA, e RLD ao pino RL.

3.1. Teste da faixa de entrada

Nesse teste foi utilizado o circuito da Figura 5, CH1 e CH2 ambas na posição P1, para verificar a faixa de entrada do dispositivo.

Inicialmente, a tensão da fonte CA foi aumentada gradativamente até um valor pico-vale que não apresentasse saturação no sinal registrado (cortes nos picos e/ou nos

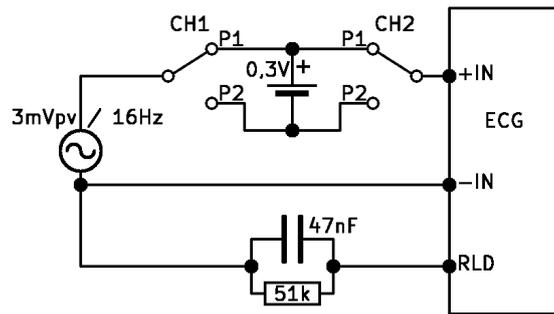


Figura 5. Circuito utilizado para verificar a faixa de entrada e a tolerância ao potencial de meia-célula. A fonte de tensão CA foi obtida por meio de um gerador de sinais modelo MFG-4221, marca Minipa, e de um divisor de tensão resistivo. A fonte de CC de 0,3 V foi obtida por meio de uma pilha CR2032 e de um divisor de tensão resistivo.

vales, verificados visualmente no sinal registrado), obtendo-se o valor de 3,0 mVp-v. Depois desse ajuste, foi adquirido o registro reg1.

Uma análise do registro reg1, realizada no aplicativo Matlab, indicou: média dos valores de pico (MEDp) de 1,1878 mV, desvio padrão relativo dos picos (DPRp) de 0,24 %, média dos valores de vale (MEDv) de -1,4986 mV, desvio padrão relativo dos vales (DPRv) de 0,09 %. O valor pico-vale médio registrado (VRp-v) foi 2,6864 mV. Esse teste revelou que o dispositivo não atende ao requisito da norma ANSI/AAMI EC13:2002, que exige uma faixa de entrada (pico-vale) de 10 mV. A faixa de medição pode ser aumentada facilmente, alterando resistores para diminuir o ganho do amplificador no módulo AD8232. Entretanto, os testes envolvendo o registro de ECG real não indicaram essa necessidade, pois os picos e vales dos ECGs registrados nunca apresentaram “cortes” (saturação).

3.2. Teste de tolerância ao potencial de meia-célula

Nesse teste foi utilizado o circuito da Figura 5, para verificar a tolerância do dispositivo ao potencial de meia-célula gerado pela interface pele-gel-eletrodo. O registro reg2 foi realizado com CH1 na posição P2 e CH2 na posição P1, e o registro reg3 com as duas posições invertidas.

A Tabela 3 mostra os resultados obtidos, juntamente com os resultados para o registro reg1, usado como referencia.

Tabela 3. Resultados obtidos para os registros reg1, reg2 e reg3.

	MEDp (mV)	DPRp (%)	MEDv (mV)	DPRv (%)	VRp-v (mV)
reg1	1,1878	0,24	-1,4986	0,09	2,6864
reg2	1,1872	0,26	-1,4985	0,10	2,6858
reg3	1,1871	0,28	-1,4984	0,11	2,6855
reg2-reg1	-	-	-	-	-0,02 %
reg3-reg1	-	-	-	-	-0,03 %

Em relação à tolerância ao potencial de meia-célula, o dispositivo atendeu perfeitamente o limite de +/-10 % na tensão pico-vale registrada com a presença de potencial de meia-célula de 0,3 V, com polaridades invertidas.

3.3. Teste da resposta em frequência

Nesse teste foi utilizado o circuito da Figura 6 (a), para verificar a adequação da resposta em frequência do dispositivo. Os registros reg4, reg5, reg6, reg7, e reg9 correspondem às frequências de 0,67 Hz, 5 Hz, 10 Hz, 20 Hz, e 40 Hz. O sinal de 60 Hz foi registrado (reg10) para um teste posterior.

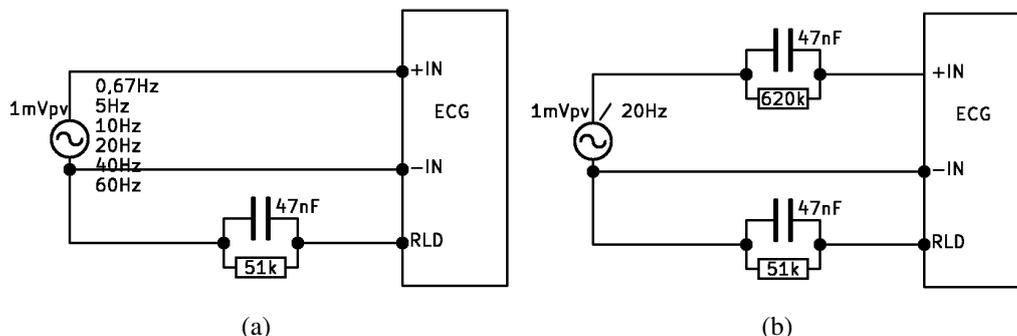


Figura 6. Circuito utilizado para verificar a resposta em frequência, ajustando a frequência da fonte CA para diferentes valores (a); e circuito utilizado para obter o registro reg8, usado na verificação da impedância de entrada (b).

A Tabela 4 mostra os valores obtidos a partir dos registros realizados.

Tabela 4. Resultados obtidos para os registros reg4, reg5, reg6, reg7, e reg9.

	MEDp (mV)	DPRp (%)	MEDv (mV)	DPRv (%)	VRp-v (mV)
reg4 (0,67Hz)	0,6908	4,66	-0,9035	0,53	1,5943
reg5 (5Hz)	0,7376	1,03	-0,9191	0,87	1,6568
reg6 (10 Hz)	0,7332	0,93	-0,9402	0,79	1,6735
reg7 (20 Hz)	0,7355	1,28	-0,9422	1,01	1,6778
reg9 (40 Hz)	0,7814	4,18	-0,9830	3,35	1,7645
reg4-reg5	–	–	–	–	-3,8 %
reg6-reg5	–	–	–	–	1,0 %
reg7-reg5	–	–	–	–	1,3 %
reg9-reg5	–	–	–	–	6,5 %

Em relação à resposta em frequência, a norma indica um limite de +10 % na tensão pico-vale registrada nas frequências de 0,67 Hz, 10 Hz, 20 Hz e 40 Hz, em relação a frequência de 5 Hz. Pode-se observar na tabela que o dispositivo atende essa exigência.

3.4. Teste de impedância de entrada

Nesse teste foi utilizado o registro reg7, obtido no teste anterior, e o reg8, registrado com o circuito da Figura 6 (b).

A Tabela 5 mostra os valores obtidos para esses dois registros.

Tabela 5. Resultados obtidos para os registros reg7 e reg8.

	MEDp (mV)	DPRp (%)	MEDv (mV)	DPRv (%)	VRp-v (mV)
reg7 (20 Hz)	0,7355	1,28	-0,9422	1,01	1,6778
reg8 (20 Hz)	0,7345	11,84	-0,9432	9,18	1,6777
reg8-reg7	–	–	–	–	-0,006 %

Em relação à impedância de entrada, esse teste mostrou que o dispositivo respeita o limite de -20 % na tensão pico-vaie registrada no circuito da Figura 6 (b), em relação ao registrado na Figura 6 (a). Cabe observar que os desvios padrão relativos (DPRp e DPRv) maiores para o registro reg8 são normais, uma vez que esse sinal foi registrado com uma impedância elevada (620 k//47 nF) entre a fonte CA e a entrada do sistema, favorecendo a influência de ruídos eletromagnéticos externos e internos.

3.5. Teste de rejeição em modo comum

Nesse teste foi utilizado o registro reg10, obtido com o circuito da Figura 6 (a), e os registros reg12, reg13 e reg14, obtidos com o circuito da Figura 7 (a).

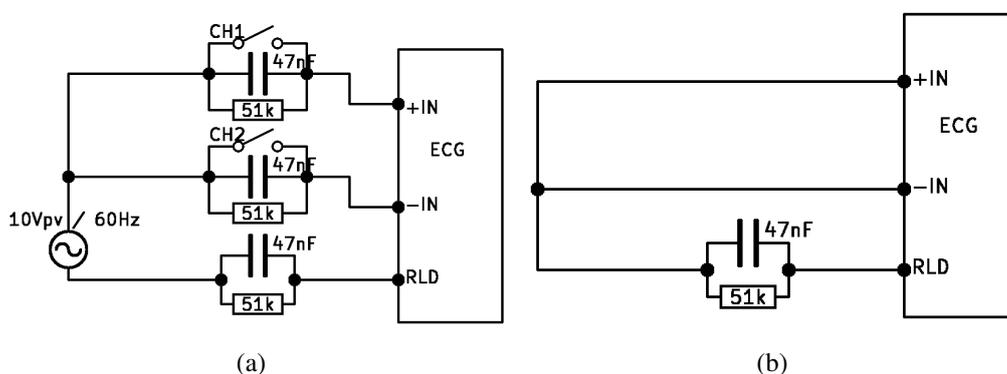


Figura 7. Circuito para obter os registros utilizados na verificação da rejeição em modo comum (CMRR), considerando situações de desequilíbrio na impedância de entrada: reg12 (CH1-ON e CH2-ON), reg13 (CH1-OFF e CH2-ON), e reg14 (CH1-ON e CH2-OFF) (a); e circuito utilizado para obter o registro reg11 e verificar o ruído intrínseco do dispositivo (b).

A Tabela 6 mostra os valores obtidos nos quatro registros utilizados para o cálculo da rejeição em modo comum, calculado por meio da Equação 1.

Tabela 6. Resultados obtidos na verificação da rejeição em modo comum.

	MEDp (mV)	DPRp (%)	MEDv (mV)	DPRv (%)	VRp-v (mV)
reg10	0,4106	10,72	-0,6135	7,16	1,0241
reg12	0,0651	27,65	-0,1253	8,46	0,1904
reg13	1,1979	0,25	1,1907	0,32	0,0072
reg14	-1,4934	0,16	-1,4987	0,11	0,0053
CMRR _{reg12}	–	–	–	–	95 dB
CMRR _{reg13}	–	–	–	–	123 dB
CMRR _{reg14}	–	–	–	–	126 dB

$$CMRR_{regX} = 20 \log \frac{reg10/1mV}{regX/10V} \quad (1)$$

Esse teste utilizou como base a norma ANSI/AAMI EC13:2002, que preconiza a simulação de desequilíbrio nas impedâncias de entrada durante a avaliação do CMRR. Essa norma não indica um limite de CMRR em decibéis, mas considerando a tensão aplicada em modo comum e a tensão registrada recomendadas, verifica-se um CMRR mínimo

de 86 dB, que é atendido pelo dispositivo. Os DPRs menores para os registros reg13 e reg14, coletados com desequilíbrio nas impedâncias de entrada, podem ser explicados pelas correntes de polarização do amplificador de entrada, que geram uma tensão nos resistores de 51k e um *offset* no sinal registrado, diminuindo os DPRs. No registro reg12, sem os resistores de 51k, a linha base registrada é mais próxima de zero ($MED_p=0,0651$ mV e $MED_v=-0,1253$ mV) do que para os registros reg13 e reg14.

3.6. Teste de ruído intrínseco

O teste de ruído intrínseco foi realizado por meio do registro reg11, adquirido com o circuito da Figura 7 (b).

Os resultados obtidos foram: $MED_p = -0,0985$ mV, $DPR_p = 3,88$ %, $MED_v = -0,1039$ mV, $DPR_v = 3,56$ %, e $VR_{p-v} = 0,0054$ mV ($5,4$ μ V). Esse teste revelou que o dispositivo atende ao requisito da norma ANSI/AAMI EC13:2002, que exige um limite de 30 μ V (p-v RTI) para o ruído registrado.

3.7. Teste com ECG real

A Figura 8 (a) mostra um sinal de EEG registrado em um indivíduo normal, durante repouso, com os três eletrodos posicionados para registro da derivação DII.

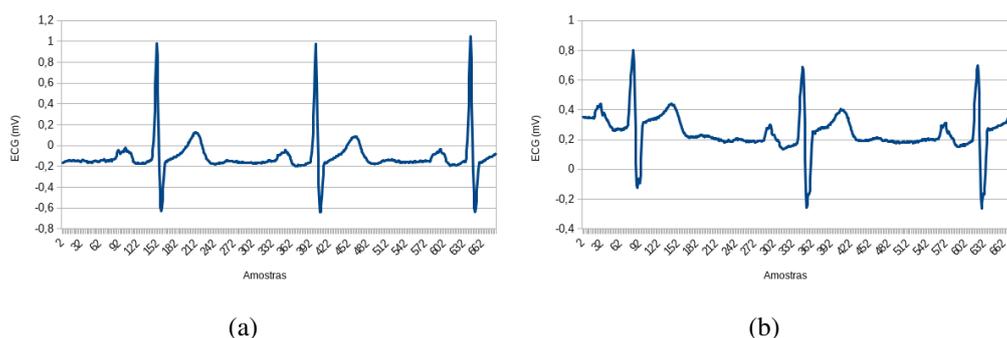


Figura 8. ECG (derivação DII) registrado em um indivíduo normal (a), e ECG registrado com os eletrodos afastados 12 cm (b).

Percebe-se que o sinal registrado corresponde ao esperado e apresenta um aspecto “limpo”, sem ruídos.

A Figura 8 (b) mostra o sinal registrado com os dois eletrodos (+IN e -IN) afastados 12 cm, um sobre o apêndice xifóide e o outro sobre o corpo do esterno, entre as mamas.

Percebe-se que o sinal registrado assemelha-se à derivação aVF. Esse teste indica a viabilidade de fixação do dispositivo nessa região, com os eletrodos ligados ao dispositivo sem a necessidade de cabos, e com uma adequação no encapsulamento para aumentar seu comprimento e diminuir sua espessura (dispositivo do tipo *patch*).

3.8. Teste de autonomia

A autonomia do dispositivo foi testada considerando o regime de aquisição e transmissão de 30 s de ECG uma vez por hora. Iniciando com a bateria completamente carregada (100 %), utilizou-se o dispositivo até a tensão da bateria decrescer para 3,38 V, valor correspondente à aproximadamente 2 % de carga, e obteve-se 4,5 dias de funcionamento.

Esse resultado divergiu significativamente da autonomia estimada (17 dias). Acredita-se que essa divergência foi causada por uma redução na capacidade de armazenamento da bateria, que ocorre naturalmente a medida que a bateria envelhece. Entretanto, a autonomia obtida não inviabiliza a utilização do dispositivo. Além disso, é viável utilizar uma bateria com dimensões maiores e com capacidade maior. Ainda, a Tabela 2 mostrou que a redução de consumo em *shutdown* deve ser priorizada, uma vez que é determinante no consumo total do dispositivo.

4. Conclusões

Nesse trabalho projetou-se e construiu-se um dispositivo eletrônico de baixo custo, com baixo consumo de energia, para captação do sinal de ECG e transmissão via BLE, para ser integrado ao MMP desenvolvido por uma empresa brasileira.

O hardware do dispositivo foi construído com componentes de baixo custo (total de US\$ 35,00 FOB) e que podem ser adquiridos facilmente no mercado especializado, resultando em um produto final com custo acessível e comercializável, adequado à necessidade apresentada pela empresa, que motivou essa pesquisa.

O firmware desenvolvido para o dispositivo controla-o de forma eficiente. O firmware desenvolvido para o ESP-32 permitiu desenvolver o dispositivo sem utilizar o código fonte do firmware do MMP (propriedade industrial da empresa). Dessa forma, a equipe de desenvolvimento de firmware da empresa, com base no firmware desenvolvido neste trabalho para o ESP-32, pode integrar facilmente o dispositivo ao MMP.

Os testes baseados na norma ANSI/AAMI EC13:2002 e os testes de registro real do ECG mostraram resultados promissores, validando o dispositivo proposto. Em relação a segurança elétrica da pessoa monitorada, o dispositivo não apresenta nenhum risco, pois funciona com bateria de 3,7 V e transmite os dados de forma *wireless*, sem conexão com a rede elétrica e com qualquer outro equipamento.

O diferencial do dispositivo desenvolvido em relação aos trabalhos relacionados é que ele reúne todas as características necessárias à sua utilização pela empresa: componentes com dimensões adequadas para serem encapsulados na forma de *patch*; comunicação BLE própria, permitindo sua integração de forma fácil ao MMP da empresa; baixo custo; não invasivo; e baixo consumo de energia.

Uma limitação do dispositivo a ser destacada é o seu encapsulamento, inadequado atualmente para ser fixado no tórax como um dispositivo do tipo *patch*. Portanto, sugere-se o desenvolvimento de um novo encapsulamento, de preferência flexível, com comprimento de 120 mm, largura de 30 mm e espessura de 6 mm, abrigando os módulos e a bateria um ao lado do outro. Também, como trabalhos futuros, serão realizados testes com a bateria para verificar sua capacidade de armazenamento real, e testes de desempenho da comunicação BLE.

Concluindo, acredita-se que o presente trabalho contribuiu com a área de computação aplicada à saúde, trazendo uma nova solução para o registro do sinal de ECG, além de atender uma demanda de uma empresa, que pretende utilizar o dispositivo, contribuindo também com o incremento no uso de tecnologia e na competitividade da indústria brasileira.

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

- AnalogDevices (2020). Single-lead, heart rate monitor front end. Data Sheet AD8232. Rev. D.
- ANSI/AAMI (2002). Cardiac monitors, heart rate meters, and alarms. EC13.
- Biagetti, G., Crippa, P., Falaschetti, L., and Turchetti, C. (2020). A multi-channel electromyography, electrocardiography and inertial wireless sensor module using bluetooth low-energy. *Electronics*, 9(6).
- Jung, J., Shin, S., Kang, M., Kang, K. H., and Kim, Y. T. (2021). Development of wearable wireless electrocardiogram detection system using bluetooth low energy. *Electronics*, 10(5).
- Kim, J., Kim, H., Kim, D., Park, H.-J., Ban, K., Ahn, S., and Park, S.-M. (2020). A wireless power transfer based implantable ecg monitoring device. *Energies*, 13(4).
- Microchip (2024). Ecg demo board - wearable electrocardiogram reference design user's guide. Disponível em: <https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/70005345A.pdf> (20/01/2024).
- NordicSemiconductor (2019). nrf52840 product specification. Data Sheet. v1.1.
- Omegawave (2024). Ble sensor. Disponível em: <https://www.omegawave.com/shop/product/ble-sensor/> (15/01/2024).
- Ozkan, H., Ozhan, O., Karadana, Y., Gulcu, M., Macit, S., and Husain, F. (2020). A portable wearable tele-ecg monitoring system. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 69(1):173–182.
- Rachim, V. P. and Chung, W.-Y. (2016). Wearable noncontact armband for mobile ecg monitoring system. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 10(6):1112–1118.
- Rassoft (2024). Electronics wearable heart signal ecg sensor module with bluetooth using bmd101 chip for arduino. Disponível em: <http://shop.rassoft.net.sy/en/arduino/37-electronics-wearable-heart-signal-ecg-sensor-module-with-bluetooth-using-bmd101-chip-for-arduino.html> (21/01/2024).
- Song, S., Vis, P., van Liempd, C., van Hoof, C., van Helleputte, N., Konijnenburg, M. H., van Wegberg, R., Xu, J., Ha, H., Sijbers, W., Stanzione, S., Biswas, D., and Breeschoten, A. (2019). A 769 μ W battery-powered single-chip soc with ble for multi-modal vital sign monitoring health patches. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 13:1506–1517.