

Hardware base para dispositivos médicos pessoais: Uso de LoRaWAN e coleta de energia de fontes biológicas para dispositivo pessoal que monitora temperatura corporal e detecta queda do usuário.

Coutinho, J. Danilo S. Filho¹; Silveira, Jardel N.²;
Cortez, Paulo C.³; Coelho, Alexandre A. P.⁴

¹⁻⁴ LESC – Laboratório de Engenharia de Sistemas de Computação - Universidade Federal do Ceará/Departamento de Engenharia de Teleinformática, Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Teleinformática, Fortaleza, Brasil.

¹(e-mail: danilocoutinho@lesc.ufc.br).

Abstract: This work presents a base hardware proposal for use in personal medical devices with a focus on remote sensing, on which an IoT solution was developed to monitor body temperature and detect falls, capable of sending alerts to the user using remote communication (LoRaWAN). There are some devices like this one in the literature and in the power supply category, whose main problems reported are related to optimizing energy use and maximizing time without recharging, when making use of energy harvest from biological sources and proposing a targeted application for events, the objective is to present a model that is capable of solving this problem. Details of the solution are presented emphasizing the power circuit and the energy harvest process. An analysis of the application is presented with a description of the main flow. With the analysis of the results obtained, it was noticed that the circuit adds greater autonomy, increasing the time between battery recharges.

Resumo: Este trabalho apresenta uma proposta de hardware base para utilização em dispositivos médicos de uso pessoal com foco no sensoriamento remoto, sobre o qual foi desenvolvida uma solução IoT para monitorar temperatura corporal e detectar queda, capaz de enviar alertas sobre o usuário com uso de comunicação remota (LoRaWAN). Existem alguns dispositivos como este na literatura e na categoria fonte de alimentação, cujos principais problemas relatados são relacionados a otimização do uso de energia e maximização do tempo sem necessidade de recarga, ao fazer uso da coleta de energia de fontes biológicas e propor uma aplicação direcionada para eventos, objetiva-se apresentar um modelo que seja capaz de solucionar essa problemática. Detalhes da solução são apresentados enfatizando no circuito de alimentação e no processo de captação de energia. Uma análise da aplicação é apresentada com descrição do fluxo principal. Com a análise dos resultados obtidos, percebeu-se que o circuito agrega maior autonomia aumentando o tempo entre recargas da bateria.

Keywords: Biomedical device; Remote sensing; Internet of Things; LoRaWAN; Energy harvesting.

Palavras-chaves: Dispositivo biomédico; Sensoriamento remoto; Internet das coisas; LoRaWAN; Coleta de energia.

1. INTRODUÇÃO

A Internet das Coisas mudou drasticamente a perspectiva que se tinha sobre conectividade, existem atualmente inúmeros dispositivos conectados trocando uma grande quantidade de dados e na maioria do tempo sem interação humana. São diversos sensores e atuadores espalhados em casas, cidades e no campo. Hoje é possível encontrar diversas implementações com atuação em monitoramento de dados de saúde, no qual dispositivos médicos pessoais são anexados ao corpo de pacientes, coletando dados e fornecendo informações. De acordo com o relatório global da indústria de dispositivos biomédicos, o mercado foi avaliado em 2012 no montante de 10,5 bilhões de dólares, com fechamento em 2019 no montante de 16,9 bilhões, ultrapassando em 2020 a marca de 20 bilhões devido à alta demanda por conta da pandemia de COVID-19 (Global Medical Report, 2020).

Webster (2009) define o termo dispositivo biomédico como um dispositivo de leito hospitalar, um dispositivo de diagnóstico por imagem, dispositivos de diagnóstico laboratoriais, dispositivos de suporte e/ou monitoramento pessoais, um implante, dentre outros. Em reanálises mais recentes, alguns autores incluem uma nova categoria (advinda da era da internet das coisas) a classe de dispositivos médicos vestíveis (do inglês *wearable*, que podem ser pulseiras, coletes, óculos, dentre outros).

De acordo com a Sociedade Brasileira de Computação (SBC – Internet das coisas, 2015), internet das coisas é um conceito que se refere a conexão de objetos comuns através da internet, normalmente estes dispositivos coletam e transmitem dados de forma autônoma, fazem uso do conceito de ubiquidade e pervasividade. Já do ponto de vista do usuário a atuação dos dispositivos é despercebida. Este conceito atualmente é bastante utilizado na área biomédica com a grande disponibilidade de dispositivos pessoais de

saúde existentes, ajudando na problematização, onde com o crescimento da oferta de dispositivos médicos pessoais algumas pesquisas como a da “*Endeavour Partners*”, Ledger D. et. Al (2013), estimou que 1/3 dos dispositivos são abandonados após 6 meses de uso. O abandono dos dispositivos apontado está relacionado a duas categorias principais, facilidade de uso e qualidade das informações fornecidas. Na categoria facilidade de uso, as pesquisas apontam como fator determinante para o usuário a capacidade do dispositivo operar pelo maior tempo possível sem necessidade de recarga ou substituição de baterias. Por isso o consumo de energia é um obstáculo conhecido para a computação móvel conforme trabalhos de Khalifa S. (2017), Gordon D. et al. (2012) e Pagán J. et al. (2019). Todavia com a necessidade de miniaturização destes dispositivos, mesmo aproveitando-se dos circuitos integrados de baixo consumo de energia, a autonomia ainda é um problema que demanda atenção.

Sensores autônomos transmitem dados e alimentam seus componentes sem o uso de cabos ou fonte de alimentação externa, o uso de baterias primárias ainda é limitante, dado sua capacidade, dimensões, custo, dificuldade de prever suas condições e estado de carga. Desta forma, captar energia do ambiente externo é uma forma de tornar o dispositivo mais eficiente, de acordo com Penella-Lopez et al. (2011). Dentro da problemática do custo, não é computado apenas o custo de produção, ainda se acrescenta o custo de manutenção ou reposição, por conta da dificuldade de acesso e substituição das baterias, isto pode ocorrer pela dificuldade de coletar o dispositivo, ou por conta da miniaturização que por vezes classifica um dispositivo vestível como descartável pelo curto tempo de vida do mesmo. Por estes e tantos outros problemas a captação de energia e eficiência energética continua como um tema atual por tanto tempo, segundo N. Bizon et al. (2017).

Captação ou coleta de energia é o processo que envolve também as etapas de conversão da energia do ambiente em energia elétrica e seu armazenamento adequado para posterior consumo por um dispositivo eletrônico. Além disso, a escolha do tipo apropriado de energia depende diretamente da aplicação a qual o dispositivo se insere. Nesta escolha, encontram-se as fontes biológicas que podem ser por exemplo calor, bioquímica, energia cinética (como neste trabalho), dentre outras. Entre as fontes disponíveis, a energia cinética na forma de movimento ou vibração tem demonstrado ser a fonte de energia mais versátil e ubíqua. Estudos apontam que um dispositivo que usa o movimento do centro de massa consegue coletar aproximadamente 1 W por quilograma de peso. Com um indivíduo de 80 Kg caminhando a 4 Km/h, a geração de energia do golpe de calcanhar é de aproximadamente 2 W. Para dispositivos montados em articulação baseado na frenagem regenerativa, as articulações que geram mais força são os joelhos (34 W) e tornozelos (20 W), R. Riemer et al. (2011).

Este trabalho apresenta um hardware base para soluções IoT para monitoramento de dados de saúde de indivíduos, com exemplo de aplicação para monitorar temperatura corporal e detectar queda de indivíduos. A principal contribuição deste

trabalho é apresentar uma topologia e demonstrar que é possível construir soluções autônomas do ponto de vista energético, servindo como base para trabalhos posteriores de pesquisa e desenvolvimento. Assim, a tecnologia de comunicação selecionada para a aplicação foi LoRaWAN, devido a ampla utilização deste tipo de tecnologia para aplicações de baixo consumo de energia.

O trabalho está dividido da seguinte forma: Na seção 2 é apresentado a topologia do hardware implementado, com destaque para o circuito de coleta de energia, em seguida são descritos os dispositivos selecionados para a aplicação com suas principais características que os classificam como adequados para aplicação de baixo consumo, culminando com a descrição da aplicação desenvolvida baseada em eventos que prioriza manter o estado de baixo consumo pelo maior tempo possível. Na seção 3 são apresentados resultados que demonstram a autonomia da aplicação em relação a fonte de energia, mantendo-se com baixo consumo. Por fim conclusões sobre o trabalho são apresentadas.

2. DESENVOLVIMENTO

Para aplicações com captura de energia cinética, os transdutores utilizados incluem dispositivos piezoelétricos, com uma deflexão relativamente pequena devido ao movimento muscular é possível gerar uma saída de tensão significativa (Figura 1). Além disso, estes dispositivos piezoelétricos atingem a produção máxima de energia em suas frequências de ressonância.

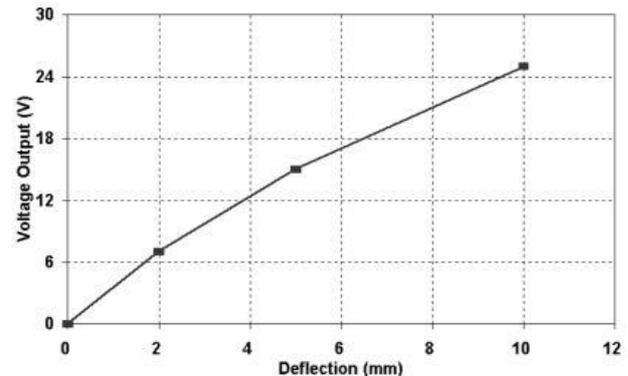


Fig. 1 Tensão de saída x Deflexão - Measurement Specialties (2017).

2.1 Topologia de hardware

Na Figura 2 é possível ver o circuito geral de alimentação, a proposta é de um dispositivo que possa ser carregado com uma fonte externa de uso comum, mas que aproveite o máximo de energia cinética do usuário para conversão em energia elétrica, aumentando assim sua autonomia. Neste caso o sensor piezoelétrico tende a ser deformado e essa deformação deve ser convertida em energia elétrica com uma saída máxima especificada pelo fabricante. Como a tensão não é constante, o módulo *boost* é responsável por expandi-la dentro da faixa útil. O circuito integrado LTC3588-1 da *Analog Devices* é uma opção para o circuito desta solução, no

qual com poucos componentes externos é possível implementar uma fonte de alimentação completa, capaz de retificar a forma de onda da tensão, armazenar a energia coletada por um capacitor e fornecer uma saída regulada para carga.

Na Figura 3 é possível observar a disposição geral do hardware base. Para esta aplicação específica foi selecionado o microcontrolador STM32G071, com características de consumo de energia que o qualifica como indicado para aplicações IoT e Low-power. Isto se deve por possuir um largo alcance de tensão de entrada (1.7~3.6 V) e baixo consumo de energia nos modos de *shutdown* (consumo de 205nA~565 nA dentro do alcance de tensão de entrada e *RTC - Real Time Clock* ativo) e no modo *stop1* (consumo de 3.4µA~4.4 µA dentro do alcance de tensão de entrada com *flash* não alimentada e *RTC* ativo).

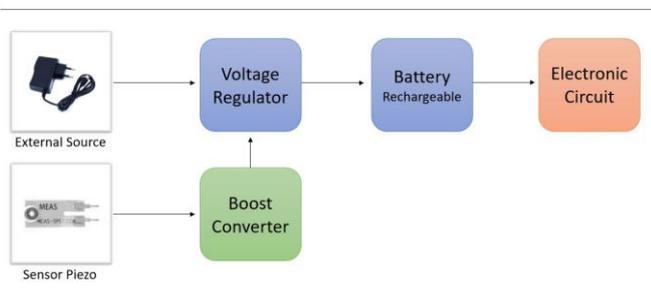


Fig. 2 Diagrama de blocos: Alimentação elétrica.

Para comunicação foi utilizado o transceiver LoRa SX1262, ideal para aplicações sem fio de longo alcance e que objetivam longa duração da bateria ao ofertar 4,2 mA de consumo de corrente ativo (RX) e consumo de 160 nA em *OFF Mode* (todos os blocos desligados).

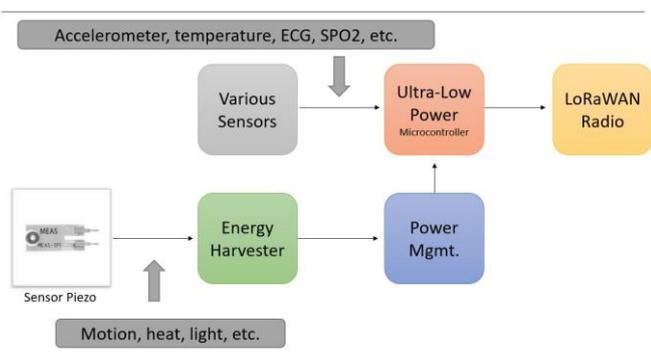


Fig. 3 Diagrama de blocos: Hardware base para sensoriamento de dados de saúde.

Complementando o circuito da solução desenvolvida, o hardware base utiliza-se de um acelerômetro da *ST Microelectronics* - empresa franco-italiana fabricante de componentes eletrônicos - que possui o mesmo alcance de tensão do controlador (1.71~3.6 V), taxa de dados de 1 Hz ~ 5.3 kHz, com baixo consumo se utilizado uma taxa de dados baixo 1~25 Hz com demanda de 2~4 µA, capaz de gerar duas interrupções independentes e programáveis podendo ser queda livre (*free-fall*) e movimento. Apesar de possuir um sensor de temperatura, o mesmo foi utilizado apenas para

enviar a temperatura ambiente média, para captura da temperatura do indivíduo foi utilizado um sensor de temperatura por contato que somado ao circuito de conversão fornece dados mais confiáveis de temperatura corporal.

Desta forma temos uma aplicação capaz de medir temperatura corporal de um indivíduo e de fornecer a temperatura ambiente (capturada pelo acelerômetro). Isto contribui para interpretar variações bruscas de temperatura e possíveis quedas do usuário desde que seja desenvolvido a computação necessária em nível de aplicação para análise de dados recebidos.

2.2 Aplicação

A aplicação embarcada foi desenvolvida baseada em eventos. Na maior parte do tempo o dispositivo estará no modo de mais baixo consumo e de acordo com um tempo pré-definido, deve retornar ao modo normal para realizar captura de temperatura do indivíduo, temperatura do ambiente e tensão de bateria. Caso seja detectado pelo acelerômetro um evento de queda, o dispositivo deve gerar uma interrupção que também ocasiona o retorno ao modo normal, onde deve capturar os mesmos dados citados anteriormente e enviar junto do alarme de queda.

Na Figura 4 é possível ver o fluxo principal da aplicação, onde ao iniciar, todos os periféricos são configurados, o dispositivo associa-se a rede LoRaWAN e envia o primeiro pacote de captura. Periodicamente a aplicação é retomada e executa o fluxo do *loop* de capturar, enviar dados e retornar ao modo de baixo consumo (atividade iniciada pelo RTC). As duas formas de sair do modo de baixo consumo são as interrupções do RTC e do acelerômetro.

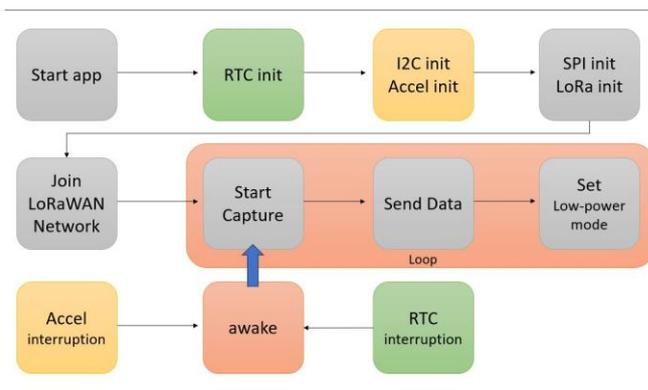


Fig. 4 Diagrama de blocos: Aplicação embarcada.

Para o desenvolvimento do software embarcado foi utilizado a biblioteca *HAL - Hardware Abstraction Layer* da *ST Microelectronics*, para rápida configuração dos periféricos, todavia, necessitou-se ainda a criação do driver do acelerômetro (funções de configuração e captura) e devida configuração do modo de baixo consumo para otimização. Para o rádio foi utilizado a pilha *LoRa* fornecida pela *Semtech*, configurando o dispositivo para o funcionamento na região AU915, ativação via OOTA e classe A.

Além disso, foi configurado o WDT - *WatchDog Timer* do dispositivo para que em caso de travamentos da aplicação, o mesmo possa ser reinicializado e volte a operação normal. Para o devido funcionamento, fez-se necessário a configuração de *option-bytes* do microcontrolador para que o WDT entre no modo *freeze* antes do controlador entrar no modo *STOP*, sem esta configuração o controlador reiniciaria sempre ao entrar em *low-power* não havendo a economia de energia, isto comprometeria a aplicação. Para aproveitar ao máximo a faixa de tensão suportado pelo controlador, foi configurado os *option-bytes* de *power-down* e *power-on reset*.

2.3 Operação

O dispositivo tem duas principais funções: 1, enviar periodicamente a temperatura do usuário, no qual caso na rotina de captura periódica seja ultrapassado o limiar máximo, um alerta deve ser emitido; 2, detectar queda/desmaio do usuário, emitindo um alerta junto da temperatura medida naquele momento.

Conhecendo as limitações da tecnologia de comunicação via rádio, objetivando garantir que o alerta de temperatura elevada ou de queda/desmaio seja entregue ao servidor, foi desenvolvido um modelo simples de protocolo de envio e confirmação cliente/servidor. Desta forma, o dispositivo pode ser configurado para realizar um número de tentativas de envio, mas caso receba a confirmação, pode voltar ao modo de baixo consumo sem necessariamente executar o número máximo de tentativas preservando assim a bateria do dispositivo.

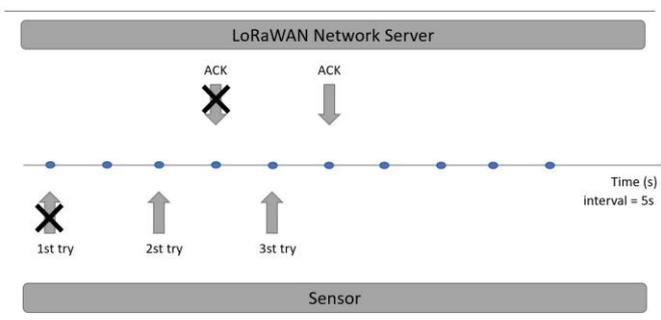


Fig. 5 Fluxo de comunicação: Troca de dados entre nó sensor e servidor.

Na Figura 5 temos um exemplo de como se comporta o fluxo de troca de pacotes entre o dispositivo e o servidor. Para uma configuração de 5 tentativas de envio, com tempo entre envios de 10 s é possível observar que o primeiro envio do sensor falha e o segundo obtém sucesso, todavia a resposta do servidor falha, o que força o sensor a realizar o terceiro envio, finalizando o processo de troca de pacotes ao receber a confirmação. A estratégia adotada permite que o dispositivo tenha mais chances de entregar a mensagem de alarme, comprometendo menos o consumo de energia ao não enviar o número máximo de tentativas obrigatoriamente.

Como um dispositivo LoRa Classe A possui duas janelas de recepção, sendo elas de 5 s (RX1) e 6 s (RX2), a distância

entre novas tentativas de 10 s atende os requisitos, oferecendo o tempo necessário para que o pacote de resposta chegue ao dispositivo.

3. RESULTADOS

Para validação do conceito/protótipo apresentado foi montado um ambiente usando um *Femto Gateway LoRa* que aponta para o *LNS (lorawan network server) Everynet*, no qual é possível visualizar os pacotes recebidos e escalar manualmente os pacotes de confirmação. Foi confeccionado o PCB - *Printed Circuit Board* do dispositivo com multicamadas, com montagem de todos os componentes na camada *Top*, ficando a camada *Bottom* apenas para conectores de bateria e gravador. Além disso foi utilizado um banco com dois supercapacitores de 2.7V 5F para substituir a bateria recarregável, esta adaptação foi realizada para facilitar a análise do processo de carga e descarga.

Todas as articulações humanas estão em um estado contínuo de movimento em um eixo fixo, o que proporciona uma excelente oportunidade de coletar energia, segundo H. Elahi et al. (2018). Objetivando uma articulação que não ocasione muito desconforto no uso contínuo do dispositivo, mas que seja capaz de fornecer uma boa quantidade de energia, foi selecionado para o ensaio a instalação do sensor na região do pulso, onde é possível obter até 10mW.

Com o posicionamento conforme Figura 6 e atividades rotineiras de trabalho no computador, prática de atividades físicas, dentre outras atividades diárias, foi possível obter dados do comportamento de carga e descarga do banco de supercapacitores para análise. Os dados foram capturados com uso de um *DAQ - Data Acquisition System*.

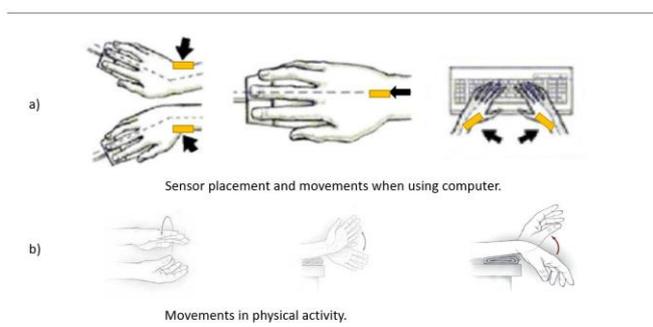


Fig. 6 Pontos de movimentação do pulso para fixação do sensor piezoelétrico.

Este *DAQ* foi conectado aos *pads* do banco de capacitores e foi configurado para armazenar o valor medido a cada 60s. Os dados obtidos foram tabelados e compilados para geração do gráfico de comportamento. No primeiro ensaio o dispositivo foi configurado para enviar uma medida de temperatura a cada 8h e a aquisição de dados iniciou após o dispositivo entrar na rede.

Um envio com potência máxima pode consumir até 120mA (de 3.3 a 3.6V) por 3s, esta é a pior condição, mas na maior parte do tempo, espera-se que o consumo seja de até 50% desse valor em uma aplicação real, dado a distribuição de gateways da rede *ATC - American Tower* na cidade. A

proximidade e consequente melhora no sinal, faz com que dispositivo e *LNS* troquem mensagens *MAC – Medium Access Control*, alterando dinamicamente a taxa de dados utilizada, esta adaptabilidade influencia diretamente na economia de energia ao enviar novas mensagens.

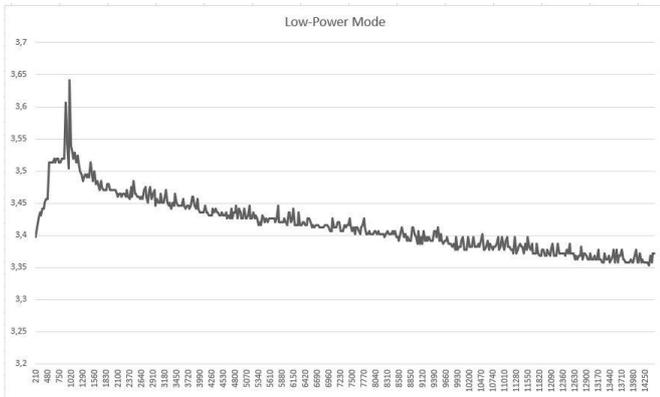


Fig. 7 Gráfico de Descarga: Tensão (V) x Tempo (s).

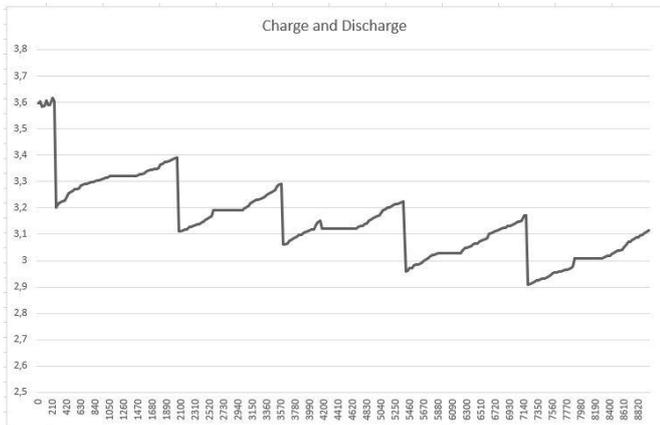


Fig. 8 Gráfico de Carga e Descarga: Tensão (V) x Tempo (s).

Na Figura 7 é possível observar o comportamento da carga e descarga do dispositivo instalado a noite, pouco antes de um indivíduo dormir. As atividades rotineiras com uso do dispositivo permitiram uma carga no banco de capacitores. Um envio periódico coincidiu com o tempo monitorado e nas horas seguintes é possível perceber a lenta descarga ocasionada pelo dispositivo em modo de baixo consumo ao longo de uma noite. Pequenos momentos de carga são observados durante o ensaio, o que pode ser associado a movimentos noturnos do dispositivo monitorado.

Na Figura 8 é possível ver os resultados de um ensaio acelerado, onde se configurou o dispositivo para envio periódico de 30 minutos. O DAQ fez a amostragem da tensão do capacitor com intervalo de 30 segundos, com duração total do ensaio de 2 horas e 30 minutos. A cada envio, destacado no gráfico pela elevada queda de tensão, é perceptível que o dispositivo não foi capaz de recarregar o banco de capacitores ao mesmo nível de tensão anterior dentro de apenas 30 minutos.

Ao fim do ensaio acelerado, após 5 envios periódicos, o dispositivo ainda possuía em seu banco de capacitores carga acima de 3 V. No gráfico é possível visualizar rampas de

subida que representam o carregamento, as rampas mais acentuadas podem ser atribuídas aos momentos de atividade mais intensa com uso do dispositivo. Os momentos de histerese podem ser atribuídos aos momentos que a atividade com uso do dispositivo apenas conseguiu equilibrar a produção e o consumo de energia do circuito.

Na probabilidade de desenvolvimento de uma solução final com envio periódico configurável de 6, 8, 12 ou 24 horas, com os ensaios realizados é possível constatar que o dispositivo adquire maior autonomia energética com uso da topologia proposta, atingindo o objetivo de estender o tempo entre recargas.

4. CONCLUSÕES

Neste trabalho é apresentado um hardware base para soluções IoT de monitoramento de dados de saúde de indivíduos, com exemplo de aplicação para monitorar temperatura corporal e detectar quedas. Almejava-se contribuir principalmente com uma topologia de hardware validada e demonstrar que é possível construir soluções autônomas do ponto de vista energético. Desta forma, foram descritos os componentes utilizados para a construção do dispositivo e como os ensaios foram realizados.

Com base nos dados apresentados pode-se assumir que o modelo é relevante para a área inserida e mesmo passível de melhorias pode servir como base para desenvolvimento de trabalhos futuros. O circuito é bastante versátil, podendo ser adaptado para outras formas de coleta de energia, seja luz, calor, dentre outros.

No âmbito atual, esta aplicação apresentada pode ser candidata ao monitoramento de indivíduos contaminados por COVID-19 que não apresentam sintomas graves, mas que podem ser monitorados remotamente, com a possibilidade de gerar um alerta no caso de um desmaio/queda. Este é um ponto de melhoria candidato para trabalhos futuros que unido a uma implementação em software em alto nível pode formar uma solução completa que possibilite contatar o indivíduo monitorado em casos de alertas recebidos.

REFERÊNCIAS

- Global medical device connectivity market report - production and consumption professional analysis (Impact of COVID-19) 2020-2025, Data 2019, Target 2020, Ed. 2020.
- Gordon D., Cerny J., Miyaki T., Beigl M. Energy-efficient activity recognition using prediction; Proceedings of the 2012 16th International Symposium on Wearable Computers; Newcastle, UK. 18–22 June 2012.
- H. Elahi, M. Eugeni, and P. Gaudenzi, A Review on Mechanisms for Piezoelectric-Bases Energy Harvesters; Energies, 2018.
- John G., Webster, Medical Instrumentation – Application and Design, Wiley, 4th Edition, 2009.

- Khalifa S. Energy-efficient human activity recognition for self-powered wearable devices; Proceedings of the Australasian Computer Science Week Multiconference (ACSW '17); Geelong, Australia. 31 January–3 February 2017.
- Ledger, D., and McCaffrey, D. 2014. Inside wearables: how the science of human behavior change offers the secret to long-term engagement. Endeavour Partners: Cambridge, MA, USA.
- M. T. Penella-Lopez and M. Gasulla-Forner, in Powering autonomous sensors, 1st ed., Springer, 2011.
- Measurement Specialties – TE Connectivity company, Datasheet: LDT0-028K, LDTM-028K Piezoelectric Sensors, Rev 1, 2017.
- N. Bizon, N. M. Tabatabaei, F. Blaabjerg, and E. Kurt, Eds., Energy Harvesting and Energy Efficiency. Cham, Switzerland: Springer, 2017.
- Pagán J., Fallahzadeh R., Pedram M., Risco-Martín J.L., Moya J.M., Ayala J.L., Ghasemzadeh H. Toward ultra-low-power remote health monitoring: An optimal and adaptive compressed sensing framework for activity recognition. *IEEE Trans. Mob. Comput.* 2019;18:658–673. doi: 10.1109/TMC.2018.2843373.
- Raziel Riemer and Amir Shapiro, Biomechanical energy harvesting from human motion: theory, state of the art, design guidelines, and future directions; *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2011 8:22
- Sociedade Brasileira de Computação, “Internet das Coisas,” pp. 1–58, Nov. 2015.