



Desenvolvimento de uma Interface Homem Máquina de baixo custo para um Ventilador Pulmonar

Development of a Low-cost Human Machine Interface for Pulmonary Ventilator

Lucas Zischler

luczis@alunos.utfpr.edu.br

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Apucarana, Paraná, Brasil

Bruno Gabriel Silva

bruno.1998@alunos.utfpr.edu.br

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Apucarana, Paraná, Brasil

Willian Ricardo Bispo Murbak Nunes

willianr@utfpr.edu.br

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Apucarana, Paraná, Brasil

Vinicius Dario Bacon

viniciusbacon@utfpr.edu.br

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Apucarana, Paraná, Brasil

Carlos Matheus Rodrigues De Oliveira

carlosoliveira@utfpr.edu.br

Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Apucarana, Paraná, Brasil

10 de setembro de 2021

RESUMO

Um ventilador pulmonar é um dispositivo extremamente utilizado para auxiliar no processo de respiração de um indivíduo que tenha dificuldades de realiza-lo naturalmente, o que é o caso para complicações graves do vírus SARS-CoV-2. Devido a pandemia, uma alta demanda e escassez de respiradores começava a imperar. O alto custo de fabricação desses dispositivos, alinhado com a desvalorização econômica dos países mais pobres, causou sérias desigualdades e dificuldades no restante dos países em desenvolvimento. Esses numerosos suprimentos eram providencialmente destinados a mercados selecionados, ou fabricados para necessidade nacional, sendo então fabricados de acordo com os padrões de um determinado país no qual se baseava. Isso impossibilitava ou atrasava países com padrões diferentes, causando no agravamento na saúde social de inúmeros países. Com o objetivo de providenciar uma solução capaz de ser viável e eficaz, este projeto foi realizado afim de aplicar e retornar o conhecimento à sociedade.

Palavras-chave: IHM. Microcontrolador. SARS-CoV-2. Pandemia



ABSTRACT

A pulmonary ventilator is an extremely used device to assist in the breathing process of an individual who has difficulties to perform it naturally, which is the case for severe complications of the SARS-CoV-2 virus. Due to the pandemic, a high demand and shortage of respirators began to prevail. The high cost of manufacturing these devices, in line with the economic devaluation of the poorest countries, caused serious inequalities and difficulties in the rest of the developing countries. These numerous supplies were provisionally destined for selected markets, or manufactured for national need, and then manufactured to the standards of a particular country in which it was based. This made it impossible or delayed countries with different standards, causing the deterioration of social health in countless countries. In order to provide a solution capable of being viable and effective, this project was carried out in order to apply and return knowledge to society.

Keywords: HMI. Microcontroller. SARS-CoV-2. Pandemic.

1 INTRODUÇÃO

O vírus Sars-CoV-2 apresenta uma alta taxa de transmissibilidade capaz de gerar uma destruição de células epiteliais do pulmão, ocasionando uma Síndrome Respiratória Aguda Grave (SRAG) (GUO et al., 2020; POLLARD; MORRAN; NESTOR-KALINOSKI, 2020; ASSELAH et al., 2021; BHATRAJU et al., 2020; NSEIR et al., 2021). Deste modo, os pacientes em estado grave requerem o uso de mecanismos de respiração forçada (FRANCESCHI et al., 2021). A alta demanda destes equipamentos causou uma escassez, principalmente de ventiladores pulmonares (VP), onde seu alto custo gerou uma nítida desigualdade no fornecimento de produtos. Isto obrigou pesquisadores do setor público e privado a desenvolver alternativas de baixo custo (ENGLA; JOURNAL, 2010; LELLOUCHE; DELORME; BROCHARD, 2020).

O VP para pode atuar pelas vias oral ou nasal, ou mesmo pela traqueostomia (GRÜBLER MARTIN et al., 2017; BROCHARD; SLUTSKY; PESENTI, 2017; BANNO et al., 2021), necessita atender aos requisitos mínimos de segurança, envolvendo todo o sistema de monitoramento, supervisão e controle das variáveis básicas de ventilação. Nesse contexto, o VP precisa de uma Interface Homem-Máquina (IHM) capaz de fornecer os gráficos e parâmetros funcionais em tempo real, afim de proporcionar a maior confiabilidade no monitoramento do paciente. Além disso, o dispositivo deve fornecer ao operador a capacidade de parametrizar com segurança mesmo com o VP em operação (FILGUEIRAS, 1999; CANNAN; HU, 2011; FLASPÖLER et al., 2009; LIPTÁK, 2002; KALLENBERG, 2015).

As principais características dos VPs comerciais envolvendo a HMI é um painel multifuncional que pode utilizar a tecnologia touch screen com uma interface simples. Une-se aos botões de ajuda e ao botão seletor, sendo todos embutidos no mesmo compartimento tornando-o mais compacto. Isto proporciona uma visualização simples de todos os dados necessários para que o ser humano identifique claramente o estado do paciente. As principais informações disponíveis nestes equipamentos são gráficos de pressão, vazão e volume por tempo; parâmetros como FiO_2 , PEEP, tempo e volume inspiratório, relação I:E, fluxo expiratório e frequência respiratória; bem como alarmes de pressão máxima, vazamento e queda de gás. Embora seja um equipamento muito atrativo em termos de IHM, o alto custo de produção torna-se um agravante para este equipamento, o que inviabiliza a obtenção de elevado número de VPs principalmente em países pobres.

De modo a solucionar o problema do alto custo de VPs, vários pesquisadores têm investido seus esforços no desenvolvimento de VPs de baixo custo (SANTOS; ZACHARIAS; COTA, 2021). Mesmo as opções de VP de



baixo custo permitem um uso adequado e podem contribuir no esvaziamento de leitos hospitalares.

Uma característica relevante capaz de diminuir o custo do equipamento é a utilização de Open Source Hardware (OSH). De acordo com a Open Source Hardware Association (OSHW), código aberto são os produtos tecnológicos de propriedade intelectual que estão disponíveis na Internet sem qualquer tipo de restrição de uso, adaptação ou qualquer outro propósito incluindo o uso comercial. Os produtos de código aberto precisam respeitar várias diretrizes de boas práticas que incluem a sistematização e organização adequadas de informações e documentos. Uma vez que todas as diretrizes sejam atendidas, o produto estará apto a receber a certificação da OSHWA, entretanto, esta certificação não é suficiente para atender aos padrões técnicos e legais impostos por órgãos governamentais como ANVISA e INMETRO no Brasil (SANTOS; ZACHARIAS; COTA, 2021).

2 MATERIAIS E MÉTODOS

O principal motivo para o alto custo dos VPs são o alto custo dos equipamentos, com a utilização de componentes complexos. Para redução de custo, na parte eletrônica, foi utilizado um processador ESP32, que possui baixo custo e cumpre os requisitos de operação. Utilizando em conjunto um monitor simples de computador, conectado por VGA ao sistema, e botões e *encoder* de fácil obtenção, permitem a redução do custo do sistema de IHM do VP. Para a visualização no *display*, a seleção de funções é realizada pelo *encoder* e botões conectados no processador, e a alteração de valores pelo *encoder*.

2.1 Sistema Microcontrolado

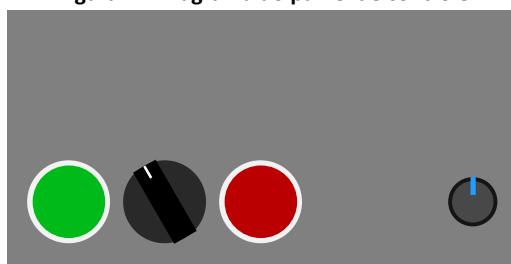
O sistema embarcado utilizado foi o ESP32, um circuito integrado com boa performance para o seu custo. O ESP32 possui capacidade de transmissão de dados sem fio, com protocolo Wi-Fi (IEEE 802.11b/g/n) integrado. Com um processador capaz de realizar esta comunicação de modo eficiente, com frequência de 200MHz, este microcontrolador é capaz de realizar simples renderizações gráficas (ESPRESSIF, 2019). A comunicação sem fio pode ser desativada, para providenciar um núcleo a mais para o processamento. Com dois núcleos, é capaz de realizar tarefas em múltiplos *threads*. Para gerenciamento das prioridades das tarefas, o ESP32 possui a capacidade de integração do sistema operacional FreeRTOS. Este organiza prioridades, *flags* e *timers*. Isto permite a integração de funções de emergência, essenciais para funções hospitalares, e baixa prioridade para funções gráficas.

O principal problema é que a renderização gráfica necessita de múltiplos núcleos e uma grande memória, o que o ESP32 não possui. O ESP32 possui uma memória de 520KiB SRAM, e por conta disto, somente um único *framebuffer* foi utilizado, com resolução de 800 por 600 *pixels*, com profundidade RGBA de 4 bits. A resolução e variedade de cores é suficiente para transmitir informações para o operador. Em sistemas modernos a grande quantidade de núcleos é necessária para a renderização de modelos modernos com grandes quantidades de *vertexes*, com posições, coordenadas, normais, mapa UV, especificações de materiais, e outros parâmetros. Porém com a renderização de formas simples, e otimizações no código, o ESP32 pode ser utilizado para obter o resultado

2.2 Hardware

O hardware foi analisado e projetado de modo a ser o mais simples e intuitivo possível para que seja conveniente para o profissional de saúde. Nos elementos de entrada de comando humano, há apenas cinco elementos, dois botões exclusivos, uma chave seletora e um codificador com seu próprio botão. A funcionalidade de cada um depende da fase em que o sistema se encontra. Um diagrama do sistema está presente na Figura 1.

Figura 1 – Diagrama do painel de controle



Fonte: Autoria própria (2021).

Os elementos de saída são o monitor, uma campainha e uma luz de sinalização LED. O monitor mostra todas as informações necessárias e o *buzzer* pode ser acionado para alertar o profissional que se encontra longe do equipamento.

2.3 Funções

Os valores iniciais, a serem indicados, definem as configurações do sistema, tais como: medidas do paciente, divisão da idade do paciente, separação em neonatal, pediátrico ou adulto. Quanto ao modo de operação do respirador, há: pressão controlada, ventilação não invasiva e volume controlado. Esses valores, sendo mais cruciais, só permitem a alteração se o sistema for reiniciado. O sistema possui a capacidade de alterar parâmetros durante a operação e a exibição de dados em tempo real para interação com o profissional que irá operá-lo.

Os gráficos mostram pressão, fluxo e volume. Os parâmetros mostrados na tela são FiO_2 , PEEP, volume inspiratório, fluxo expiratório e relação inspiração/expiração. Os valores que podem ser alterados são: tempo respiratório, frequência respiratória e alarmes para pressão máxima, vazamento e queda de gás. Ele também tem a capacidade de redefinir e desligar usando os botões, pressionando os botões vermelho e verde por 5 segundos. Por segurança, todas as operações requerem confirmação para evitar ativação inesperada.

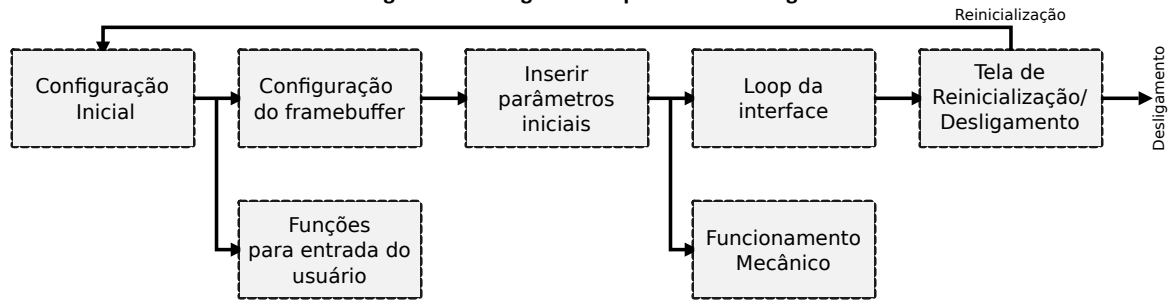
2.4 Software

O código foi desenvolvido pela linguagem C, com algumas funções específicas do sistema FreeRTOS e de bibliotecas livres desenvolvidas por terceiros para comunicação VGA. O fluxograma do código implementado é apresentado na Figura 2.

Primeiramente, o código configura a *graphical user interface* (GUI) com as configurações iniciais. O *thread* de seleção de parâmetros é iniciado, e o *display* se apresenta como mostra na Figura 3.

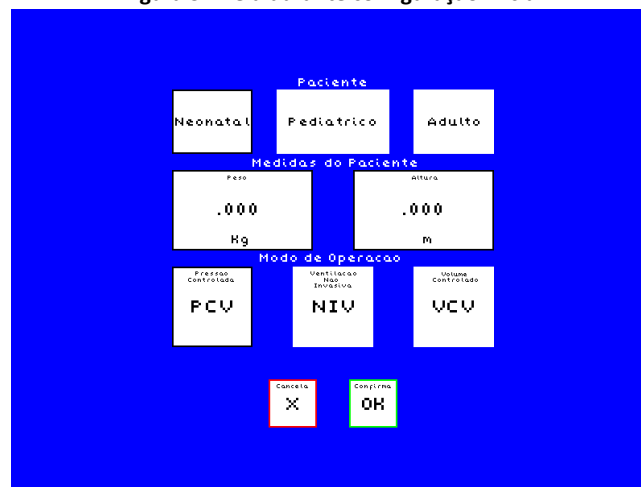


Figura 2 – Fluxograma simplificado do código



Fonte: Autoria própria (2021).

Figura 3 – Tela durante configuração inicial



Fonte: Autoria própria (2021).

A configuração da interface preenche o *framebuffer* com formas geométricas e o texto. As formas geométricas são calculadas em tempo real, porém o texto é renderizado de um arquivo *bitmap* acrescentado na memória durante compilação do código. Os *threads* responsáveis por receber as entradas dos pinos realizam filtragens no sinal para evitar respostas duplas devido a ruído.

Com isto o usuário pode interagir, configurando os parâmetros para a ventilação. Neste momento a interface fica em *loop* e os parâmetros de ventilação são processados.

Na interface padrão, de operação nominal do sistema, gráficos e dados são mostrados na tela. Este é o momento onde ocorre o maior processamento de renderização, devido aos gráficos serem atualizados constantemente. O *display* é mostrado como na Figura 4. Por questão de segurança toda atualização de parâmetros requer dupla confirmação.

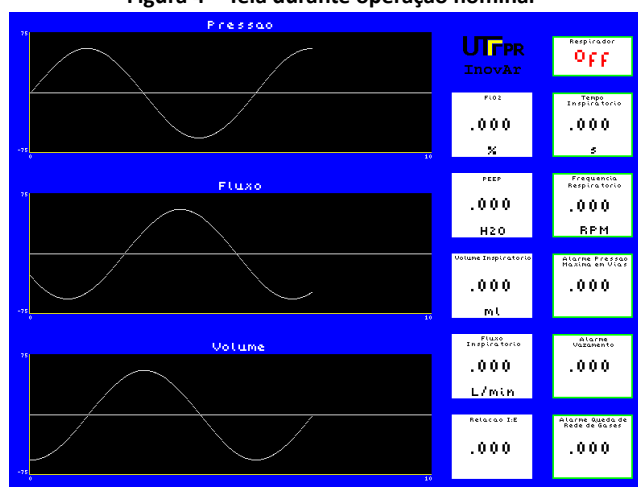
Os gráficos são atualizados em frações de segundo, porém apenas no ponto a ser atualizado. Os valores dos dados são atualizados mais lentamente, por serem texto, e com maior contagem de *pixel*.

Neste ponto, o *thread* da interface nominal pode ser trocado pelo de *shutdown* se o comando for requisitado. Novamente, dupla confirmação é necessária para cada ação. O *display* é apresentado como a Figura 5.

Outras otimizações nas funções também foram implementadas. O primeiro núcleo do processador, responsável pelos gráficos, opera com uma certa margem, mas próximo ao limite. O segundo núcleo é dedicado



Figura 4 – Tela durante operação nominal



Fonte: Autoria própria (2021).

Figura 5 – Tela durante a rotina de desligamento



Fonte: Autoria própria (2021).

para as funções mecânicas do VP, que é de vital importância.

Foi optada pela livre publicação deste projeto, pela situação da pandemia. Por este motivo o código se encontra disponível livremente no GitHub¹ sob a licença GPL-3.0, que permite livre divulgação e modificação do código base.

3 RESULTADOS E DISCUSSÕES

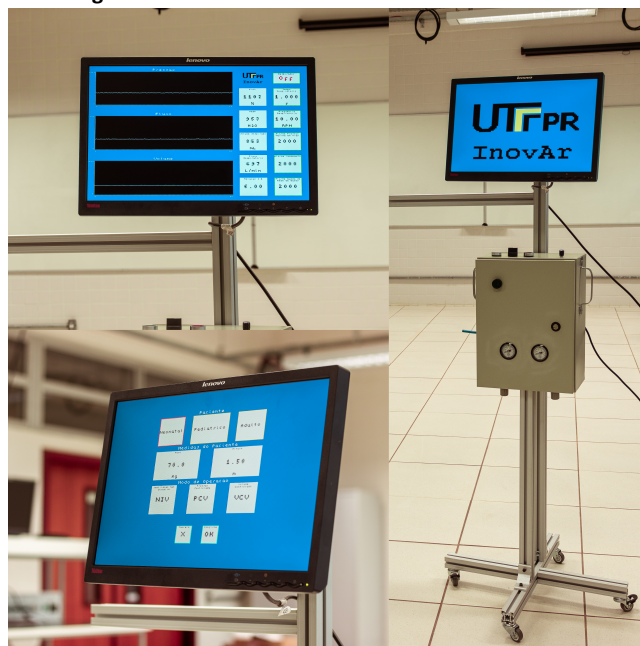
O sistema se mostrou extremamente eficiente quando comparado ao seu preço extremamente inferior frente aos convencionais. Com sua fácil replicação e modificação, o sistema desempenhou seu papel de maneira satisfatória. Na Figura 6 têm-se a interface aplicada no projeto final.

O código apresenta um funcionamento adequado e satisfatório, com uma boa margem de memória e processamento para implementação de funcionalidades adicionais. Foi possível verificar que o monitor con-

¹ Código base do **Ventilador** disponível em: <https://github.com/luczis/Ventilador>.



Figura 6 – Ventilador utilizando a IHM desenvolvida



Fonte: Autoria própria (2021).

seguia atingir valores de 90 FPS durante a operação na tela principal, porém, de modo a manter uma relativa consistência, além de ser um valor de frames demasiadamente alto para a aplicação, o sistema é limitado em 50 FPS. O ESP32 possui a possibilidade de implementação de uma memória RAM extensa, porém a imagem obtida é satisfatória.

O código apresenta um funcionamento adequado e satisfatório, com uma boa margem de memória e processamento para implementação de funcionalidades adicionais. Foi possível verificar que o monitor conseguia atingir valores de 90 FPS durante a operação na tela principal, porém, de modo a manter uma relativa consistência, além de ser um valor de frames demasiadamente alto para a aplicação, o sistema é limitado em 50 FPS. O ESP32 possui a possibilidade de implementação de uma memória RAM extensa, porém a imagem obtida é satisfatória.

Devido ao ESP32 não possuir um periférico capaz de ler um encoder de quadratura, o processamento do encoder é feito via código, o que não é muito eficiente. Além disso, o encoder as vezes não responde de forma correta, entretanto não há danos a funcionalidade do sistema. Este pode ser um ponto desconfortante para o usuário.

4 CONCLUSÕES

Conforme apresentado neste artigo, o HMI deve ser projetado de forma a reduzir custos sem comprometer a eficiência do produto, pois o principal custo está relacionado ao sistema pneumático controlado. Para tanto, foi proposto um HMI de baixo custo e com versatilidade de se adaptar às normas vigentes de diversos países, otimizando e facilitando sua replicação.

Embora a literatura seja quase esparsa na área de estudos voltados para um HMI de um VP, as normas abrangentes de vários países facilitam o entendimento e o desenvolvimento desse tipo de sistema. Devido à



semelhança das normas, o desenvolvimento de um HMI que atenda às necessidades de uso geral em diferentes países pôde ser realizada.

AGRADECIMENTOS

Agradecimentos para a Universidade Tecnológica Federal do Paraná que providenciou os recursos financeiros necessários para a realização deste projeto.

REFERÊNCIAS

- ASSELAH, Tarik et al. **COVID-19: Discovery, diagnostics and drug development**. Journal of Hepatology, Elsevier B.V, v. 74, n. 1, p. 168–184, 2021. ISSN 16000641. DOI: [10.1016/j.jhep.2020.09.031](https://doi.org/10.1016/j.jhep.2020.09.031). Disponível em: [↗](#).
- BANNO, Aya et al. **Clinical characteristics and outcomes of critically ill COVID-19 patients in Tokyo: a single-center observational study from the first wave**. BMC Infectious Diseases, v. 21, n. 1, p. 163, 2021. ISSN 1471-2334. DOI: [10.1186/s12879-021-05840-2](https://doi.org/10.1186/s12879-021-05840-2). Disponível em: [↗](#).
- BHATRAJU, Pavan K. et al. **Covid-19 in Critically Ill Patients in the Seattle Region — Case Series**. New England Journal of Medicine, v. 382, n. 21, p. 2012–2022, 2020. ISSN 0028-4793. DOI: [10.1056/nejmoa2004500](https://doi.org/10.1056/nejmoa2004500).
- BROCHARD, Laurent; SLUTSKY, Arthur; PESENTI, Antonio. **Mechanical ventilation to minimize progression of lung injury in acute respiratory failure**. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, v. 195, n. 4, p. 438–442, 2017. ISSN 15354970. DOI: [10.1164/rccm.201605-1081CP](https://doi.org/10.1164/rccm.201605-1081CP).
- CANNAN, J; HU, H. **Human-Machine Interaction (HMI): A Survey**. Technical Report: CES-508, p. 1–16, 2011.
- ENGLA, N E W; JOURNAL, N D. **1. perspective New england journal**. v. 41, n. 1, p. 1489–1491, 2010.
- ESPRESSIF. **ESP32 Series Datasheet**. Espressif Systems, p. 1–61, 2019. Disponível em: [↗](#).
- FILGUEIRAS, Lúcia Vilela Leite. **APIS: Método para Desenvolvimento de Interfaces Homem-Computador em Sistemas de Segurança Visando a Confiabilidade Humana**. Escola Politécnica da USP, São Paulo, Brazil, 1999.
- FLASPÖLER, E et al. **The human machine interface as an emerging risk**. EU-OSHA (European Agency for Safety and Health at Work). Luxemburgo, 2009.
- FRANCESCHI, Vinícius Bonetti et al. **Genomic epidemiology of SARS-CoV-2 in Esteio, Rio Grande do Sul, Brazil**. BMC Genomics, v. 22, n. 1, p. 371, 2021. ISSN 1471-2164. DOI: [10.1186/s12864-021-07708-w](https://doi.org/10.1186/s12864-021-07708-w). Disponível em: [↗](#).
- GRÜBLER MARTIN, R. et al. **Basic concepts of heart-lung interactions during mechanical ventilation**. Swiss Medical Weekly, v. 147, n. 37-38, p. 1–14, 2017. ISSN 14243997. DOI: [10.4414/smw.2017.14491](https://doi.org/10.4414/smw.2017.14491).
- GUO, Yan-Rong et al. **The origin, transmission and clinical therapies on coronavirus disease 2019 (COVID-19) outbreak – an update on the status**. Military Medical Research, v. 7, n. 11, 2020.
- KALLENBERG, C. **Psychische Gesundheit in der Arbeitswelt**. Padiatrische Praxis, v. 83, n. 3, p. 517–533, 2015. ISSN 00309346.



LELLOUCHE, François; DELORME, Mathieu; BROCHARD, Laurent. **Impact of Respiratory Rate and Dead Space in the Current Era of Lung Protective Mechanical Ventilation**. Chest, American College of Chest Physicians, v. 158, n. 1, p. 45–47, 2020. ISSN 19313543. DOI: [10.1016/j.chest.2020.02.033](https://doi.org/10.1016/j.chest.2020.02.033). Disponível em: [🔗](#).

LIPTÁK, Béla. **Process Software and Digital Networks Process Software and Digital Networks**. [S.l.: s.n.], 2002. v. III, p. 879. ISBN 0-8493-1082-2.

NSEIR, Saad et al. **Relationship between ventilator-associated pneumonia and mortality in COVID-19 patients: a planned ancillary analysis of the coVAPid cohort**. Critical Care, v. 25, n. 1, p. 177, 2021. ISSN 1364-8535. DOI: [10.1186/s13054-021-03588-4](https://doi.org/10.1186/s13054-021-03588-4). Disponível em: [🔗](#).

POLLARD, Casey A.; MORRAN, Michael P.; NESTOR-KALINOSKI, Andrea L. **The covid-19 pandemic: A global health crisis**. Physiological Genomics, v. 52, n. 11, p. 549–557, 2020. ISSN 15312267. DOI: [10.1152/physiolgenomics.00089.2020](https://doi.org/10.1152/physiolgenomics.00089.2020).

SANTOS, Maikon Lorrán; ZACHARIAS, Leonardo Rakauskas; COTA, Vinícius Rosa. **Open-source hardware to face COVID-19 pandemic: the need to do more and better**. Research on Biomedical Engineering, Research on Biomedical Engineering, 2021. ISSN 24464740. DOI: [10.1007/s42600-020-00123-2](https://doi.org/10.1007/s42600-020-00123-2).