

## **PROTÓTIPO DE VENTILADOR PULMONAR MECÂNICO DE BAIXO CUSTO, SEGURO, PRECISO E PRÁTICO**

Daniely de Fátima Brito <sup>1</sup>; Gabriel Soares da Silva <sup>2</sup>; Felipe da Silva Alves <sup>3</sup>; Pedro Luiz Teixeira de Camargo<sup>4</sup>; Humberto Coelho de Melo <sup>5</sup>.

1 Daniely de Fátima Brito, Bolsista IFMG, Bacharelado em Engenharia Civil, IFMG Campus Avançado Piumhi, Piumhi – MG. [brito.daniely.ifmg@gmail.com](mailto:brito.daniely.ifmg@gmail.com)

2 Gabriel Soares da Silva, Bolsista IFMG, Bacharel em Engenharia, IFMG Campus Avançado Piumhi. Piumhi – MG. [gssilva110@gmail.com](mailto:gssilva110@gmail.com)

3 Orientador: Felipe da Silva Alves, Pesquisador do IFMG, Campus Avançado Piumhi; [felipe.alves@ifmg.edu.br](mailto:felipe.alves@ifmg.edu.br)

4 Co-Orientador: Pedro Luiz Teixeira de Camargo, Pesquisador do IFMG, Campus Avançado Piumhi; [pedro.camargo@ifmg.edu.br](mailto:pedro.camargo@ifmg.edu.br)

5 Co-Orientador: Humberto Coelho de Melo, Pesquisador do IFMG, Campus Avançado Piumhi; [humberto.melo@ifmg.edu.br](mailto:humberto.melo@ifmg.edu.br)

### **RESUMO:**

Esta pesquisa consiste no desenvolvimento de um protótipo de ventilador pulmonar mecânico de baixo custo por pressão controlada (PCV), invasivo por intubação, destinado a atender um único paciente, de modo a contemplar vantagens não observadas em outros equipamentos de mesmo fim disponíveis no mercado, as quais são de extrema importância no tratamento de insuficiência respiratória aguda (IRPA), uma complicação clínica que pode ser bem grave e que tem, entre as suas causas diversas, doenças respiratórias, como a Covid-19, que devido ao aumento exponencial de casos, foi a causa da grande demanda de respiradores em unidades de saúde. Para completar a pesquisa, foram realizadas várias etapas, dentre elas: (a) pesquisa bibliográfica; (b) consulta informal de profissionais com experiência nas áreas de saúde, mecânica e eletroeletrônica, bem como de empresas que fabricam, comercializam e/ou reparam componentes da solução proposta; (c) pesquisa experimental, na qual o protótipo em questão foi montado e testado tecnicamente; e (d) orçamento da solução proposta. O resultado dos testes mecânicos foi satisfatório. Resolve-se, portanto, a situação de ventilação mecânica para os estados clínicos de menor gravidade, deixando os casos mais graves para os ventiladores pulmonares mecânicos de maior complexidade. A presente pesquisa permite o completo entendimento da solução proposta e mostra-se como uma relevante fonte de informação para pessoas interessadas em adquirir novos conhecimentos, consumidores, fabricantes, comerciantes e/ou operadores de respiradores bem como para profissionais e estudantes das áreas de saúde, mecânica e eletroeletrônica. Por fim, este trabalho, além de possibilitar a compreensão da montagem e execução da solução proposta, bem como custos e materiais necessários, se caracteriza como uma relevante fonte de informação para pessoas interessadas em adquirir novos conhecimentos, consumidores, fabricantes, comerciantes e/ou operadores de respiradores além de profissionais e estudantes das áreas de saúde, mecânica e eletroeletrônica e todos que tenham interesse em compreender o funcionamento dos equipamentos da área.

### **INTRODUÇÃO:**

A insuficiência respiratória aguda (IRPA), uma complicação clínica que pode ser bem grave, apresenta, entre as suas causas diversas, doenças respiratórias, como a Covid-19 (TAN et al., 2020; ZAKI et al., 2012). Como é possível observar em Tan et al. (2020), este tem sido um dos principais fatores capazes de levar o paciente à óbito, uma vez que esta pandemia mundial apresenta similaridade sintomática com fortes gripes. Em situações de contaminação por pacientes idosos e imunossuprimidos, parte dos quadros clínicos pode até evoluir à morte.

Por conta disso, governos de todo o mundo estão importando ou pedindo para que fábricas automobilísticas auxiliem na construção de ventiladores pulmonares mecânicos, também conhecidos como respiradores (O GLOBO, 20/04/2020), e o Brasil não é diferente. O Ministério da Saúde (MS, 2020) anunciou estar buscando adquirir mais 30.000 ventiladores, chegando perto de 96.000 disponíveis para o país.

Entretanto, por conta da alta taxa de contaminação viral que a pandemia trouxe para todo o mundo, esses números não são suficientes. Segundo US Navy (2020), somente Nova York precisa de 30.000 respiradores para seus 20 milhões de habitantes, o que traz um número real de 15,4 a cada 10.000 habitantes. Fazendo

uma regra de três simples, é possível deduzir que o Brasil precisa de cerca de 325.000 ventiladores pulmonares mecânicos, faltando 258.000 no montante atual.

Sendo assim, projetos como o que aqui se apresenta, capazes de apresentar ventiladores mecânicos de grande escala, altamente econômicos e de uso simples, são de extrema importância para a saúde pública.

Dessa forma, o objetivo é a criação de um protótipo de ventilador pulmonar mecânico de baixo custo com as seguintes características: Excelente custo-benefício. Atendimento individual de forma segura, precisa e prática. Possibilidade e facilidade de reparo, manutenção e preservação de seus componentes, durante o processo de ventilação artificial, sem prejuízo à saúde humana. Componentes portáteis e amplamente disponíveis na indústria, de modo a evitar a falta de matéria prima e a necessidade de implantação de uma fábrica para confecção de peças, favorecendo, por consequência, a fabricação em larga escala do respirador. Possibilidade de conservação de uma pressão de ar comprimido pré-estabelecida durante a expiração do paciente, prevenindo, assim, lesões provocadas pela ventilação artificial. Sua operação não requer o uso de computador nem o conhecimento em linguagem de programação ou em utilização de software. Não há risco de bug nem de ataque hacker. Possui um sistema próprio de compressão de ar e, portanto, não utiliza a infraestrutura de ar comprimido de hospital, podendo, no entanto, usar o gás oxigênio pertencente à linha hospitalar.

Além de apresentar um sistema inteligente de utilização de gás oxigênio, que permite sua variação de 0% a 100% em volume, mitiga sua perda para o ambiente e possibilita a troca de cilindro de oxigênio durante o processo de ventilação artificial, sem prejuízo à saúde humana. Dispõe de proteção contra variações de tensão da rede elétrica e possui autonomia de 1 hora e 10 minutos, caso ocorra interrupção no fornecimento de energia elétrica, sendo compatível com geradores de energia elétrica. Cabe ressaltar que os geradores destinados a respiradores levam no máximo 15 segundos, após o seu acionamento, para exercer sua função, podendo este tempo aumentar para cerca de 3 a 5 minutos, caso o gerador apresente alguma falha, ou mais, se houver falta de combustível empregado neste.

Mesmo que o gerador não falhe e que o estoque de combustível não chegue ao fim, interrupções múltiplas no fornecimento de energia elétrica e pouco espaçadas umas das outras em relação ao tempo, as quais são comuns – principalmente em cidades do interior do Brasil –, poderiam causar sérios problemas nos estabelecimentos assistenciais de saúde, sem a devida proteção, como a proposta neste trabalho. Requer o mínimo de intervenção humana. Sua montagem é fácil e rápida, podendo ser concluída em dois turnos de dia (destes, um é destinado à parte mecânica do respirador e o outro, à parte eletrônica), devendo a equipe de montagem contemplar profissionais qualificados nas áreas de mecânica e de eletroeletrônica. Dispõe de proteção de componentes eletroeletrônicos contra a umidade.

## **METODOLOGIA:**

Trata-se de uma pesquisa aplicada (possui aplicação prática destinada à resolução de problemas específicos e de grande relevância para a sociedade) com cerca de um ano e meio de duração, qualitativa (em função da subjetividade das análises) e exploratória (seu caráter inovador requer a formulação de ideias originais).

Foi realizada uma pesquisa bibliográfica, acompanhada de um orçamento da solução proposta – cujos dados foram coletados na internet ou recebidos via e-mail enviado por fabricante/comerciante e considerando-se frete e da consulta informal de: (a) profissionais com experiência nas áreas de saúde, mecânica e eletroeletrônica bem como (b) empresas que fabricam, comercializam e/ou reparam produtos mencionados no presente trabalho.

Foi efetuada também uma pesquisa experimental, na qual o protótipo em questão foi montado – após a aquisição de todos os seus componentes ocorrer por meio de patrocínio – e testado tecnicamente. A análise de dados foi feita comparando-se os resultados experimentais com todas as informações coletadas e os objetivos desta pesquisa.

A lista de materiais usados na montagem do protótipo da solução proposta encontra-se a seguir:

O respirador deve ser ligado a um nobreak senoidal puro online de dupla conversão de 2,7 kW, com 6 baterias internas de 12 V / 9 Ah. Esta medida tem como objetivo proteger os componentes elétricos do respirador

contra variações de tensão da rede elétrica bem como mantê-lo funcionando normalmente durante e após o intervalo de tempo compreendido entre uma eventual interrupção no fornecimento de energia elétrica e o início do funcionamento do gerador de energia elétrica do hospital. A forma de onda senoidal pura é a mais indicada para equipamentos com motor (que é o caso dos compressores de ar). O fato de o nobreak ser online de dupla conversão o torna compatível com praticamente todos os geradores de energia elétrica hospitalares, diferentemente dos nobreaks interativos.

A potência de saída do nobreak (2.700 W) é elevada em função da corrente (e, por consequência, carga) de partida de motores ser da ordem de seis vezes a corrente (e, consequentemente, carga) nominal – operação em regime permanente – (no caso do motor do compressor de ar:  $6 \times 341 \text{ W} = 2.046 \text{ W}$ ). Cabe ressaltar que o nobreak ainda é ligado a quatro válvulas solenoides ( $4 \times 11 \text{ W} = 44 \text{ W}$ ), a dois relés temporizadores ( $2 \times 3 \text{ W} = 6 \text{ W}$ ) e a seis LEDs (a potência somada de todos os LEDs é inferior a 1 W). Caso a potência do nobreak seja baixa, ele perderá parcial ou totalmente sua funcionalidade, podendo ainda, após poucos minutos de operação, superaquecer e, por consequência, desligar-se (junto, obviamente, com os demais componentes eletroeletrônicos do respirador: compressor de ar, válvulas solenoides, relés temporizadores e LEDs).

O nobreak supracitado deve ser ligado em uma tomada de 20 A. Caso não haja disponibilidade deste tipo de tomada, recomenda-se substituir a tomada disponível por uma de 20 A. Adaptadores de 20 A para 10 A geralmente não apresentam o encaixe para o condutor de proteção terra e, por isso, devem ser evitados.

Os condutores fase, neutro e de proteção (terra) da tomada devem ser conectados ao plugue da fonte de alimentação do nobreak conforme indicado no plugue. Esta medida visa evitar eventuais falhas no nobreak provocadas por ligação inadequada do referido equipamento à rede elétrica.

Em cada uma das duas saídas do filtro desumidificador deve ser inserida uma conexão reta com engate rápido para mangueira de 12 mm de diâmetro externo, de um lado, e rosca macho 1/2", do outro. Em cada uma das duas saídas das válvulas solenoides deve ser inserida uma conexão reta com engate rápido para mangueira de 12 mm de diâmetro externo, de um lado, e rosca macho 1/2", do outro. Em uma saída da válvula de alívio deve ser inserida uma conexão reta com engate rápido para mangueira de 12 mm de diâmetro externo, de um lado, e rosca macho 1/2", do outro.

Entre cada ligação de tubo hospitalar de silicone (6,00 mm x 12,00 mm) e engate rápido deve ser parcialmente inserido um segmento de 4 cm de comprimento de tubo PU (6,00 mm x 12,00 mm), por dentro do tubo de silicone, de um lado, e do engate rápido, do outro. Esta medida visa combater eventuais vazamentos de ar e deve ser realizada pela ação concomitante de duas pessoas, com o auxílio de um alicate para anéis externos de ponta curva 90°. Não se recomenda o uso de vaselina em substituição ao tubo PU. Testes com tubo de silicone revestido externamente de vaselina nas suas extremidades em contato com engate rápido tiveram resultados insatisfatórios no que diz respeito à segurança (houve vazamento indesejado de ar comprimido da linha do respirador).

Em cada ligação de tubo hospitalar de silicone (6,00 mm x 12,00 mm) e tubo PU (6,00 mm x 12,00 mm) deve ser instalada uma abraçadeira de náilon 380 mm x 4,8 mm. Esta medida visa evitar que a referida ligação se desfaça quando ela estiver submetida a esforços mecânicos.

Em cada ligação de tubo hospitalar de silicone (6,00 mm x 12,00 mm e 19,00 mm x 25,00 mm) e peça (que passa parcialmente por dentro do tubo de silicone) deve ser instalada uma abraçadeira de náilon 380 mm x 4,8 mm. Esta medida visa evitar que a referida ligação se desfaça quando ela estiver submetida a esforços mecânicos.

Em cada ligação de tubo hospitalar de silicone (6,00 mm x 12,00 mm e 19,00 mm x 25,00 mm), conectado a uma válvula de retenção, e peça de compressor de ar (que passa parcialmente por dentro do tubo de silicone) deve ser instalada uma abraçadeira de náilon ajustável 190 mm x 4,0 mm. Esta medida visa facilitar uma eventual substituição de compressores.

Os segmentos de tubo hospitalar de silicone (6,00 mm x 12,00 mm e 19,00 mm x 25,00 mm) devem possuir 8 cm de comprimento, exceto onde indicado. Os orifícios da válvula de ajuste da pressão inspiratória máxima (VAP) destinados unicamente à expulsão do ar expirado pelo paciente devem ser completamente tampados. Para garantir esta característica, foi utilizada uma borracha de narguilé fixada na VAP com cola instantânea de alta resistência e secagem rápida e vedada com silicone (para evitar o contato da cola com o ar no interior do respirador; o silicone, mesmo sendo considerado um adesivo, não é capaz de fixar a borracha de narguilé na VAP). Uma alternativa a esta medida consiste em solicitar ao fabricante a confecção da referida válvula sem a presença de tais orifícios.

O filtro desumidificador não pode apresentar qualquer tipo de vazamento durante a operação do respirador. Para garantir esta característica, o pino móvel de filtro foi totalmente imobilizado com o auxílio de uma abraçadeira de náilon 200 mm x 3,5 mm. Para a realização da purga, a referida abraçadeira deve ser removida. Em seguida, deve-se substituí-la por outra idêntica.

Deve-se respeitar a tensão de alimentação de todos os componentes do respirador, independentemente deste aparentar funcionar corretamente com algum elemento recebendo tensão elétrica distinta daquela indicada pelo fabricante correspondente. Esta medida visa evitar eventuais falhas no respirador provocadas por tensão de alimentação inadequada. Todos os componentes do respirador devem receber os cuidados informados pelos respectivos fabricantes (operação, manutenção, higienização, etc.).

Para a realização dos testes no aparelho, foi utilizado um simulador de pulmão feito com uma bexiga inflável que apresentasse bastante resistência. O aparelho estando ligado à tomada e com todos os componentes eletrônicos em pleno funcionamento, pode-se observar o movimento respiratório compreendido pelo aumento e murcha da bexiga.

Os testes eram realizados pelo menos duas vezes a cada encontro quinzenal, cada testagem teve uma duração diferente, pois maior parte das vezes objetivou-se analisar uma peça no funcionamento geral do respirador. Como por exemplo, o teste da válvula solenoide foi de cinco minutos, quando comparado ao do *nobreak* que durou mais de uma hora.

## **RESULTADOS E DISCUSSÕES:**

A solução proposta corresponde a um protótipo de ventilador pulmonar mecânico de baixo custo por pressão controlada (PCV), invasivo por intubação, destinado a atender um único paciente, conforme ilustrado no Apêndice A. As pressões inspiratória e expiratória bem como os tempos inspiratório e expiratório são ajustados.

Com o auxílio de um sistema de compressores de ar, gera-se uma pressão superior à atmosférica, a qual é responsável pelo processo de inspiração artificial dos pacientes. O ar comprimido emitido pelos compressores é transportado no interior de tubos hospitalares de silicone em direção ao paciente, sendo inicialmente desumidificado por filtro específico. A purga (dreno) deste filtro deve ocorrer de forma manual, quando seu reservatório atingir cerca de um terço de sua capacidade ou conforme especificações do fabricante, no instante em que o respirador não estiver em operação. Testes com purga automática tiveram resultados insatisfatórios no que diz respeito à segurança (houve vazamento indesejado de ar comprimido da linha do respirador), pois os modelos de filtro com purga automática disponíveis na indústria geralmente apresentam uma pressão de trabalho superior à de ventiladores pulmonares mecânicos.

O sistema de compressão de ar é constituído de dois compressores de uso medicinal/odontológico – antioxidantes e antibacterianos, para reforçar a biossegurança, bem como desprovidos de lubrificante (para proteger os pulmões dos pacientes de contaminação) –. Cada compressor opera alternadamente por 40 minutos ininterruptos e é mantido desligado nos 40 minutos subsequentes. Esta medida visa preservar os compressores de ar, de modo que sua vida útil não seja prejudicada. O tempo supracitado de atuação e de descanso, ambos de 40 minutos, pode sofrer alteração em função de recomendação do fabricante.

A alternância entre compressores de ar ocorre de forma automática, por meio de um relé de tempo eletrônico cíclico com dois potenciômetros de 60 minutos (cada). Cada um destes potenciômetros é associado a uma extensão elétrica específica com LED indicador de acionamento (adquirido à parte), para facilitar a operação, o reparo, a manutenção e a preservação dos compressores de ar. Estes são ligados em extensões elétricas distintas. Não se recomenda a alternância entre compressores de ar através de relés particulares, pela dificuldade de sincronizá-los.

A pressão inspiratória é regulada empregando-se uma válvula de ajuste da pressão inspiratória máxima (VAP). Já a pressão expiratória é regulada utilizando-se uma válvula unidirecional com PEEP – pressão positiva expiratória final – (VUP).

Os tempos inspiratório e expiratório do paciente são ajustáveis através de um relé de tempo eletrônico cíclico com dois potenciômetros de 6 segundos (cada) conectado a pares de válvulas solenoides com um LED

indicador de acionamento. Um par de válvulas solenoides, associado a um potenciômetro, controla o tempo de inspiração e o outro, vinculado ao potenciômetro restante, controla o tempo de expiração. Caso o LED não esteja acendendo, ou a válvula correspondente não estará funcionando, ou o LED estará queimado. Os potenciômetros de 6 segundos (cada) conferem ao respirador uma elevada resolução. Cada válvula solenoide é capaz de exercer sozinha tal função. O emprego de pares de válvulas solenoides tem como finalidade possibilitar a manutenção e o reparo destes dispositivos durante a operação do ventilador mecânico, sem prejuízo à saúde humana. Não se recomenda o controle dos tempos inspiratório e expiratório por meio de relés distintos, pela dificuldade de sincronizá-los.

Todos os relés são instalados em um trilho para disjuntores DIN fixado por dois parafusos 5 mm x 40 mm no interior de uma caixa de passagem de sobrepor transparente (19 cm x 24 cm x 12 cm), empregada em instalações elétricas. O relé de tempo eletrônico cíclico com dois potenciômetros de 60 minutos (cada) não tem contato com a área externa à caixa. Seus potenciômetros só podem ser ajustados após abri-la. O relé de tempo eletrônico cíclico com dois potenciômetros de 6 segundos (cada) tem contato com a área externa à caixa, por meio de um corte previamente realizado na mesma. Seus potenciômetros podem ser regulados sem a necessidade de abertura da caixa. Assim, todos os relés são protegidos contra ações mecânicas e poeira, sem prejuízo à praticidade de operação do respirador.

Na caixa de passagem supracitada, são instaladas ainda: (a) as duas extensões elétricas citadas anteriormente, fixadas por quatro parafusos 5 mm x 20 mm, nas quais são ligados os compressores de ar; (b) dois conectores Mike 8 vias fêmea nos quais são ligados os dois conectores Mike 8 vias macho conectados às válvulas solenoides, para facilitar a montagem, a desmontagem e o transporte do respirador. Um conector Mike 8 vias macho é ligado ao par de válvulas solenoides que controla o tempo de inspiração e o outro, ao par de válvulas solenoides que controla o tempo de expiração. Ambos os conectores Mike poderiam ser de 4 vias, em vez de 8. A opção por vias sobressalentes tem como objetivo suprir uma eventual falta de vias, caso alguma destas, perca sua funcionalidade.

No interior da referida caixa de sobrepor, deve-se colocar um sachê de sílica gel de 1 g (substância capaz de adsorver água), para proteger componentes eletroeletrônicos da caixa contra a umidade. Por consequência, evita-se a oxidação de materiais e eventuais ocorrências de curto-circuito, aumentando a vida útil dos constituintes eletrônicos e tornando o ventilador pulmonar mecânico ainda mais seguro. Este sachê deve ser trocado ou reativado (pela desidratação completa da sílica gel à temperatura da ordem de 120 °C a 180 °C) a cada seis meses, sendo o número máximo de reativações igual a três.

Vale ressaltar que toda a aparelhagem descrita acima e apresentada na Figura 1 abaixo, foi montada de acordo com o surgimento das necessidades do protótipo, como a caixa de sobrepor, que foi idealizada a partir de um teste no qual viu-se a necessidade do isolamento dos relés e de um local único para realização dos comandos do respirador.



Figura 1 – Respirador pulmonar mecânico. Fonte: Arquivo pessoal, 2021.

Foram realizados em média dois testes a cada quinze dias durante três meses, o tempo de teste varia de acordo com a parte a ser testada, ou o respirador como um todo. Os testes apresentaram um bom funcionamento do aparelho em geral, não ocorrendo falhas em nenhum componente e com autonomia de mais de uma hora sem o uso de energia elétrica.

### **CONCLUSÕES:**

O resultado dos testes mecânicos foi satisfatório, visto que o respirador atendeu às características contempladas no objetivo da presente pesquisa e àquelas coletadas na pesquisa bibliográfica e na consulta informal de profissionais com experiência nas áreas de saúde, mecânica e eletroeletrônica bem como empresas que fabricam, comercializam e/ou reparam produtos mencionados no trabalho em questão.

O protótipo aqui proposto apresenta um custo muito pequeno (R\$ 10.987,69) comparado aos benefícios que proporciona, descritos no objetivo desta pesquisa. Não se recomenda abrir mão de nenhum destes em prol da redução do preço do ventilador pulmonar mecânico. Cabe ressaltar que: (a) o valor supracitado foi obtido após cerca de dois anos do início da pandemia da Covid-19; (b) no período compreendido entre o começo da referida pandemia e a realização do orçamento em questão, os preços dos produtos como um todo subiram substancialmente, principalmente os eletroeletrônicos. Estes compõem aproximadamente 77% da solução proposta; (c) nos preços obtidos estão inclusos os fretes para o local de montagem do protótipo.

O próximo passo que o respirador deverá tomar é a testagem em humanos, para assim comprovar sua real efetividade no combate à Covid-19 e outras doenças respiratórias

Para então resolver-se a situação de respiradores para os estados clínicos de menor gravidade, deixando os casos mais graves para os ventiladores pulmonares mecânicos de maior complexidade – e custo, sendo este da ordem de 150 mil reais –, os quais são capazes, por exemplo, de monitorar o estado clínico do paciente. Esta medida contribuirá fortemente para a desobstrução das imensas filas para atendimento em unidades de saúde.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

MINISTÉRIO DA SAÚDE (MS), Conselho Nacional de Secretários de Saúde (CONASS) Conselho Nacional de Secretarias Municipais de Saúde (CONASEMS). **Guia Orientador para o enfrentamento da pandemia covid-19 na Rede de Atenção à Saúde**. 4ª edição. Brasília, 2021.

MINISTÉRIO DA SAÚDE (MS). Secretaria de Ciência, Tecnologia, Inovação e Insumos Estratégicos em Saúde – SCTIE. **Diretrizes para Diagnóstico e Tratamento da Covid-19**. Disponível em: <https://portalarquivos.saude.gov.br/images/pdf/2020/April/07/ddt-covid-19.pdf>. Acesso em 20/04/2020.

O GLOBO. **Fábricas automobilísticas ajudam na construção de respiradores**. Disponível em: <https://oglobo.globo.com/sociedade/coronavirus-servico/fabricas-automobilisticas-ajudam-na-construcao-respiradores-24374430>. Acesso em 20/04/2020.

O GLOBO. **O único utensílio que pode gerar gargalo no SUS é o respirador**. Disponível em: <https://oglobo.globo.com/sociedade/coronavirus-servico/>. Acesso em 03/04/2020.

TAN, W.; ZHAO, X.; MA, X. et al. **A novel coronavirus genome identified in a cluster of pneumonia cases — Wuhan, China 2019–2020**. Disponível em: <http://weekly.chinacdc.cn/en/article/id/a3907201-f64f-4154-a19e-4253b453d10c>. Acesso em 20/04/2020.

US NAVY, NASA, GEBCO. **Landsat/Copernicus**. POC/NASA US Geological Survey. 2020.

ZAKI, A. M.; VAN BOHEEMEN, S.; BESTEBROER, T. M.; OSTERHAUS, A. D.; FOUCHIER, R. A. **Isolation of a novel coronavirus from a man with pneumonia in Saudi Arabia**. N Engl J Med, 367 (2012), pp. 1814-1820.