

ANDRÉ REIS DA NÓBREGA

**ANÁLISE CRÍTICA DO USO DE UM ÚNICO
VENTILADOR PULMONAR PARA A
VENTILAÇÃO DE MÚLTIPLOS PACIENTES**

São Paulo
2021

ANDRÉ REIS DA NÓBREGA

**ANÁLISE CRÍTICA DO USO DE UM ÚNICO
VENTILADOR PULMONAR PARA A
VENTILAÇÃO DE MÚLTIPLOS PACIENTES**

Trabalho apresentado à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Engenheiro Metalurgista.

São Paulo
2021

ANDRÉ REIS DA NÓBREGA

**ANÁLISE CRÍTICA DO USO DE UM ÚNICO
VENTILADOR PULMONAR PARA A
VENTILAÇÃO DE MÚLTIPLOS PACIENTES**

Trabalho apresentado à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Engenheiro Metalurgista.

Orientador:

Henrique Takachi Moriya

São Paulo
2021

Prof. Henrique Takachi Moriya

Eric Okoti Yano

Dr. Renato de Lima Vitorasso

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Alembert Lino por todo o apoio prestado durante os experimentos, à equipe de engenharia clínica do HCFMUSP por toda a parceria desenvolvida no último ano e por ceder o espaço e os equipamentos utilizados durante a pesquisa, ao professor Henrique por me apresentar o universo da engenharia clínica e aos meus pais e meu irmão por sempre me apoiarem.

RESUMO

A recente pandemia ocasionada pelo Sars-CoV-2 foi caracterizada, em seu primeiro momento, por um aumento na demanda de equipamentos médicos de auxílio à vida. Tendo isso em mente, houveram várias propostas para lidar com a possível escassez de ventiladores pulmonares durante períodos de crise sanitária. Uma das propostas, que já é estudada desde 2006, é a de utilizar um circuito de ventilação modificado para ventilar dois pacientes em paralelo. Este estudo realiza uma revisão bibliográfica dos principais avanços nesse tipo de procedimento e propõe um modelo de circuito capaz de controlar os parâmetros recebidos por dois pulmões de testes individualmente.

Palavras-Chave – Ventilação pulmonar, PCV, PEEP, PIP, válvula de sobrepressão, ventilação compartilhada.

ABSTRACT

The recent Sars-CoV-2 pandemic has been characterized, during its early stages, by a massive increase in demands for life-support medical equipment. Ventilators have been on the spotlight of this discussion considering its importance to the treatment of severe cases. Considering the possibility of a shortage of ventilators during emergencies, there were several ideas researched to tackle this problem. One of them is the use of a modified circuit to treat two patients using a single ventilator, an idea that has been first mentioned in 2006 and is still being studied ever since. This article shines a light on all the advancements made in this field and proposes a circuit model capable of individually controlling the parameters sent to two mock lungs.

Keywords – Pulmonary ventilation, PCV, PEEP, PIP, over pressure valve, shared ventilation.

SUMÁRIO

1	Introdução	7
2	Fundamentos de Mecânica Respiratória	8
2.1	Funcionamento do pulmão	8
2.2	Ventilação mecânica	10
3	Revisão Bibliográfica	14
3.1	Pandemia de COVID-19	14
3.2	Compartilhamento de ventiladores	16
3.3	Circuitos de ventilação	17
4	Materiais e Métodos	25
5	Resultados e Discussão	33
6	Conclusões	35
	Referências	36
7	anexo	38

1 INTRODUÇÃO

Em tempos de pandemia, muito se discute em relação ao plano de ação caso haja uma falta de equipamentos para suporte à vida para tratar os pacientes que estão em condições críticas. No caso da ventilação mecânica, isso se torna mais complexo, devido ao preço elevado do equipamento, sua natureza invasiva, e o grande número de parâmetros que devem ser levados em conta para garantir uma ventilação apropriada ao paciente.

Para contornar o problema da falta de ventiladores mecânicos, uma da solução possível, embora controversa, é o uso de um único ventilador para diversos pacientes. Essa possibilidade pode ser viável porque o equipamento teria capacidade para ventilar mais de um paciente, desde que o circuito de ventilação seja otimizado para garantir a segurança dos pacientes. [1] [2] [3]

Tendo isso em mente, diversos autores desenvolveram seus próprios circuitos de ventilação para realizar ensaios de funcionamento dessa solução, desde simulações ou até testes clínicos, para provar se esse procedimento seria viável durante emergências. Geralmente, esses circuitos demonstraram bons resultados, o que mostra que a proposição do compartilhamento de um ventilador pode tornar-se uma opção viável no futuro. [1] [2] [3]

Dentre os trabalhos desenvolvidos, há uma falta de clareza em relação a como o ventilador pulmonar interage com o circuito durante a operação e quais as minúcias, que podem exigir atenção, que são observadas durante a ventilação dos pacientes. Sendo assim, é de interesse montar um circuito nacional que seja capaz de funcionar da mesma forma que os circuitos propostos na literatura.

O intuito deste trabalho de formatura é realizar a montagem de tal circuito utilizando componentes que tenham o menor valor agregado possível para que possam ser reproduzidos em situações de emergência, estando adequado à realidade brasileira. Para isso, será preciso utilizar técnicas manufatura aditiva que possibilitarão a produção de peças de geometria complexa, as quais são imprescindíveis para construir um circuito com todas as funcionalidades que deverá ter.

2 FUNDAMENTOS DE MECÂNICA RESPIRATÓRIA

2.1 Funcionamento do pulmão

Para entender a motivação por trás deste trabalho, precisa-se comentar brevemente a mecânica que está envolvida na ventilação. O intuito da ventilação em primeiro momento é prestar um auxílio ao paciente que está com dificuldades de manter sua saturação de oxigênio em um nível normal. A ventilação também é obrigatória em pacientes sedados, uma vez que a paralisia também inibe a contração dos músculos intercostais e do diafragma, os quais criam o diferencial de pressão que permitem a entrada de ar pelas vias aéreas. [4]

As pressões e volumes de ar dentro do sistema respiratório durante uma inspiração pela boca seguem a lei de Boyle[4]:

$$P_i \cdot V_i = P_f \cdot (V_i + \Delta V) \quad (2.1)$$

Onde P_i e P_f são as pressões bucais inicial e final durante o esforço inspiratório, respectivamente, V_i é o volume inicial do pulmão e ΔV é o volume. [4]

A troca gasosa entre o ar e os alvéolos segue a lei de difusão de Fick, a qual gera as seguintes conclusões:

$$\dot{V}_{gas} \propto \frac{A}{E} \cdot D \cdot (P_1 - P_2) \quad (2.2)$$

$$D \propto \frac{Sol}{PM} \quad (2.3)$$

Onde o fluxo de gás (\dot{V}_{gas}) é proporcional à razão entre área de interface dos alvéolos (A) e a espessura da parede entre o ar e os vasos sanguíneos (E), à constante de difusão (D) e à diferença de pressão parcial entre os dois meios ($P_1 - P_2$), para cada espécie química. Já

a constante de difusão é proporcional à razão entre a solubilidade (*Sol*) e o peso molecular (*PM*) do gás. Dentre todos esses parâmetros, os que podem facilmente serem mudados são apenas a área, que pode reduzir à medida que os alvéolos são colapsados ou uma bolha de ar ocupa espaço do pulmão, e a pressão externa.[4]

Os principais gases que são trocados durante a respiração são o O_2 e o CO_2 . Dentre eles, o CO_2 apresenta uma constante de difusão vinte vezes maior que o O_2 sendo, então, sua difusão naturalmente favorecida. Como o O_2 não tem essa vantagem, existe um mecanismo envolvendo a molécula de hemoglobina (*Hb*) no interior dos glóbulos vermelhos. A *Hb* é uma proteína capaz de ligar-se a até oito moléculas de O_2 , o que possibilita a entrada de mais oxigênio no sangue. A figura 1 mostra o efeito da *Hb* para a saturação de O_2 no sangue:[4]

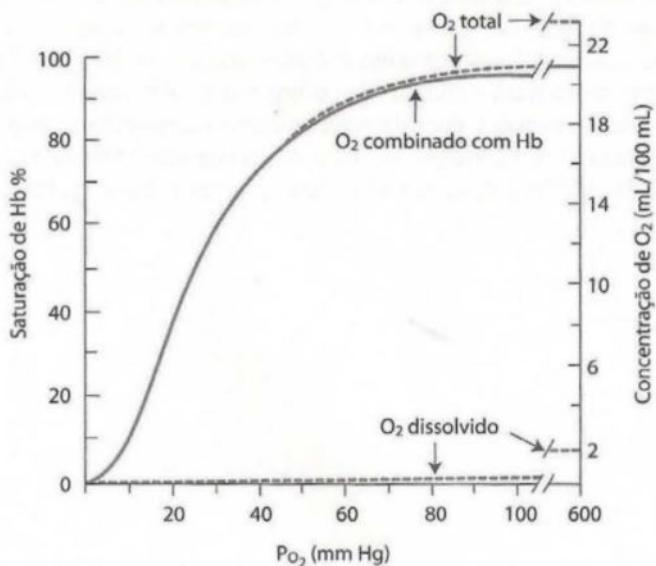


Figura 1: Curva de saturação de oxigênio no sangue em suas duas formas: dissociado e como HbO_2 .

Como pode ser visto na figura 1, a oxigenação do sangue depende quase que exclusivamente da presença de hemoglobina. A medida de oxigenação do sangue é conhecida como saturação de oxigênio (SpO_2) e seu valor corresponde à porcentagem de moléculas de hemoglobina que estão saturadas com O_2 . Por causa disso, a medida de SpO_2 não necessariamente será uma medida confiável de concentração de oxigênio do sangue, pois ela depende do número de moléculas de *Hb* presentes. A figura 2 demonstra o efeito da anemia na concentração de oxigênio no sangue, bem como o efeito do envenenamento por CO , um gás que tem uma afinidade muito maior pela *Hb* que o oxigênio, inutilizando as *Hb* que poderiam estar conectadas ao O_2 .[4]

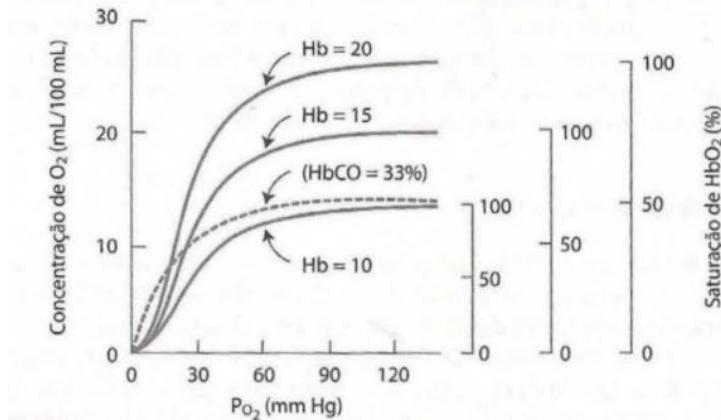


Figura 2: Gráfico que apresenta o efeito da anemia e da presença de CO em 33% das moléculas de Hb na concentração de O_2

Durante a respiração, o pulmão apresenta dois parâmetros que causam resistência na ventilação: a resistência das vias aéreas e a complacência pulmonar. [4] [5] [6]

A complacência pulmonar é o inverso da rigidez do pulmão e, portanto, quanto maior ela for, menor a pressão necessária para o ar entrar no pulmão. Já a resistência das vias respiratórias é a perda de carga que o ar sofre desde a entrada até a chegada aos alvéolos.

Para fins de modelamento matemático, pode-se considerar o movimento de respiração como uma onda senoidal, o que possibilita usar uma amplitude de pressões para avaliar o comportamento do pulmão durante a respiração. O volume corrente durante a respiração leva em conta essa amplitude, bem como a complacência e a resistência das vias aéreas, e segue a equação a seguir: [6]

$$V_C = \frac{\Delta Pm}{\pi f \sqrt{R^2 + \left(\frac{1}{2\pi f C}\right)^2}} \quad (2.4)$$

Onde ΔPm é a amplitude de pressões, C é a complacência pulmonar, R é a resistência das vias respiratórias e f é a frequência respiratória. Vale notar que aumentar a frequência respiratória mas manter a pressão idêntica causará uma redução no volume corrente enviado. [6]

2.2 Ventilação mecânica

A ventilação mecânica é uma prática feita em pacientes que por algum motivo não estão conseguindo executar a respiração naturalmente, tendo que receber auxílio externo para que isso ocorra. A ventilação invasiva, tema que será abordado neste trabalho,

envolve o uso de um circuito de ventilação para levar o ar de um equipamento chamado ventilador pulmonar. Esse procedimento é perigoso por não ser um processo fisiológico e também por envolver a intubação. Por isso, é de extrema importância que ele seja estudado aprofundadamente para encontrar possíveis falhas e trazer a maior segurança possível para o paciente.

Para efetuar a ventilação mecânica, é preciso tomar cuidado com as pressões enviadas. Os alvéolos pulmonares são estruturas frágeis que devem ser submetidas a pressões dentro de uma faixa aceitável. Caso as pressões inspiratórias sejam muito altas, isso ocasionará o rompimento dos alvéolos e causará a formação de uma bolha no interior do pulmão, conhecida como pneumotórax. [4]

Pressões muito baixas, por sua vez, levam a outro extremo: as tensões superficiais no interior dos alvéolos fazem com que eles colapsem, o que impede a sua atividade normal. O pulmão, portanto, sempre terá uma pressão interna, e o valor mínimo é conhecido como pressão positiva de fim de expiração (PEEP).[4]

O colapsamento dos alvéolos também pode ocorrer por causa de infecções, o que se configura como a síndrome do desconforto respiratório agudo (ARDS). A figura 3 demonstra um esquema de como ocorre o fechamento dos alvéolos, bem como mostra uma tomografia de um pulmão afetado por ARDS.[7]

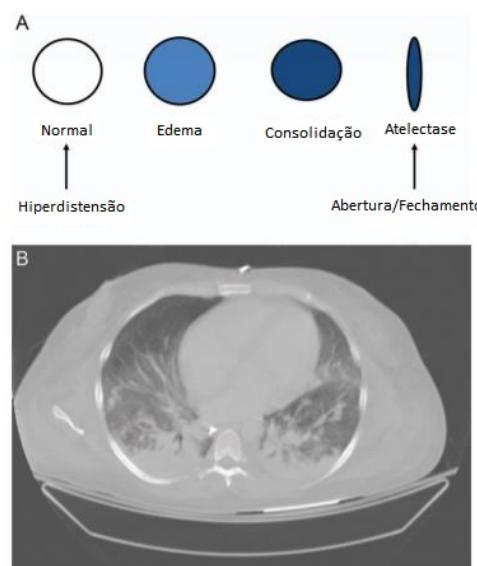


Figura 3: (A) Esquema do processo de atelectase, quando ocorre o colapsamento dos alvéolos. (B) Tomografia de um pulmão acometido por ARDS, uma síndrome causada por infecções no pulmão que é um dos motivos para a ocorrência da atelectasia. [7]

Tanto a atelectase quanto o pneumotórax são fatores que modificam diretamente a complacência pulmonar. A redução do espaço disponível para que o ar circule faz com que o ar inspirado tenha uma maior dificuldade em adentrar os pulmões, reduzindo a sua complacência. Pacientes que apresentam ARDS podem necessitar de ventilação pulmonar. Para eles, é comum a prática de se utilizar valores altos para a PEEP, para recrutar novamente os alvéolos fechados e assim recuperar a função respiratória deles.[7] [8]

Normalmente, o cálculo do volume corrente que será enviado para um paciente por um ventilador pulmonar é feito sem considerar a equação (2.4), fazendo um ajuste pois haverá um volume extra, chamado de volume compressível, que é proporcional à complacência do circuito e à amplitude de pressões aplicada, o que irá reduzir o volume que de fato está sendo enviado. A amplitude de pressões será a diferença entre a pressão inspiratória máxima (PIP) e a PEEP. O volume real enviado segue, portanto, a seguinte equação: [5]

$$V_{real} = V_{corr} - V_{comp} \quad (2.5)$$

$$V_{comp} = C_{circ} \cdot (PIP - PEEP) \quad (2.6)$$

Onde V_{comp} é o volume compressível e C_{circ} é a complacência do circuito de ventilação.

O problema da equação (2.5) está em que não se consideram diferenças na complacência pulmonar do paciente, que pode variar com o passar do tempo. Nesse caso, o simples uso dessa equação não levará a uma entrega do volume corrente correto. Sendo assim, a equação ajustada é a equação a seguir: [5]

$$V_{real} = \frac{V_{corr}}{1 + \frac{C_{circ}}{C_p}} \quad (2.7)$$

Em que C_p é a complacência pulmonar do paciente.

Um ventilador pulmonar é capaz de operar em modo controlado e modo assistido. O modo controlado envolve a respiração feita exclusivamente pelo ventilador, enquanto que o modo assistido envolve a percepção, pelo ventilador, de uma tentativa de respiração pelo paciente, para realizar a respiração.

Para a ventilação em modo controlado, que é o escopo deste trabalho, o ventilador pode operar em duas formas: ventilação controlada por volume (VCV) ou ventilação controlada por pressão (PCV). Ambos os modos são eficazes e possuem suas aplicações específicas. [9]

A VCV tem como vantagem que o volume corrente enviado para o paciente será sempre o mesmo. [9]

Já a PCV tem como vantagem que ela favorece a troca de gases, o que é recomendado para pacientes em casos de hipoxemia. Isso ocorre pois nesse modo ventilatório o gradiente de pressão entre os alvéolos do paciente e o ar inspirado é máximo (o que favorece a difusão de acordo com a equação 2.2) e também porque, comparando o uso do mesmo volume corrente entre os dois modos, a pressão média de ventilação da PCV é maior que a VCV. [9]

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Pandemia de COVID-19

Em dezembro de 2019 começaram surgir diversos casos de pneumonia com causa desconhecida na cidade de Wuhan, da província de Hubei, na China. A maioria desses casos estavam aparentemente conectados epidemiologicamente a um mercado de alimentos de origem animal. Estudos foram feitos a partir de 31 de dezembro de 2019 e identificou-se a causa desses quadros como um novo betacoronavírus, que infectava humanos, morcegos e alguns outros animais. [10] [11]

O nova doença, apelidada de doença pelo coronavírus de 2019 (COVID-19), espalhou-se rapidamente e em 11 de março de 2020 a Organização Mundial da Saúde (OMS) classificou sua disseminação como uma pandemia, levando em consideração o número elevado de contaminações e o descaso dos governos em geral ao lidar com essa nova ameaça. [12] [13]

Um estudo com 5700 pacientes infectados que foram internados, percebeu-se a prevalência de homens (60,3%), sendo que a presença de comorbidades aumentam as chances de um paciente ser internado. Dentre as comorbidades excedentes, as mais comuns para a internação são hipertensão (55,6%), obesidade (41,7%) e diabetes (33,8%). O tempo médio de internação dos pacientes foi de 12 dias, sendo que dentre todos os pacientes 12,2% tiveram que ser submetidos a ventilação mecânica. Observou-se, dentre os pacientes que receberam ventilação mecânica, uma taxa de mortalidade de 24,5%. Outros estudos demonstram que 6,1% dos pacientes internados tiveram que passar por ventilação mecânica. [14]

A figura 4 demonstra a evolução de casos de COVID-19 e doenças semelhantes nos Estados Unidos da América (EUA) de março até novembro de 2020. Como pode ser visto, o número de pacientes hospitalizados está entre 5% e 10%, o que mostra a grande demanda por ventiladores pulmonares para lidar com a pandemia.[15]

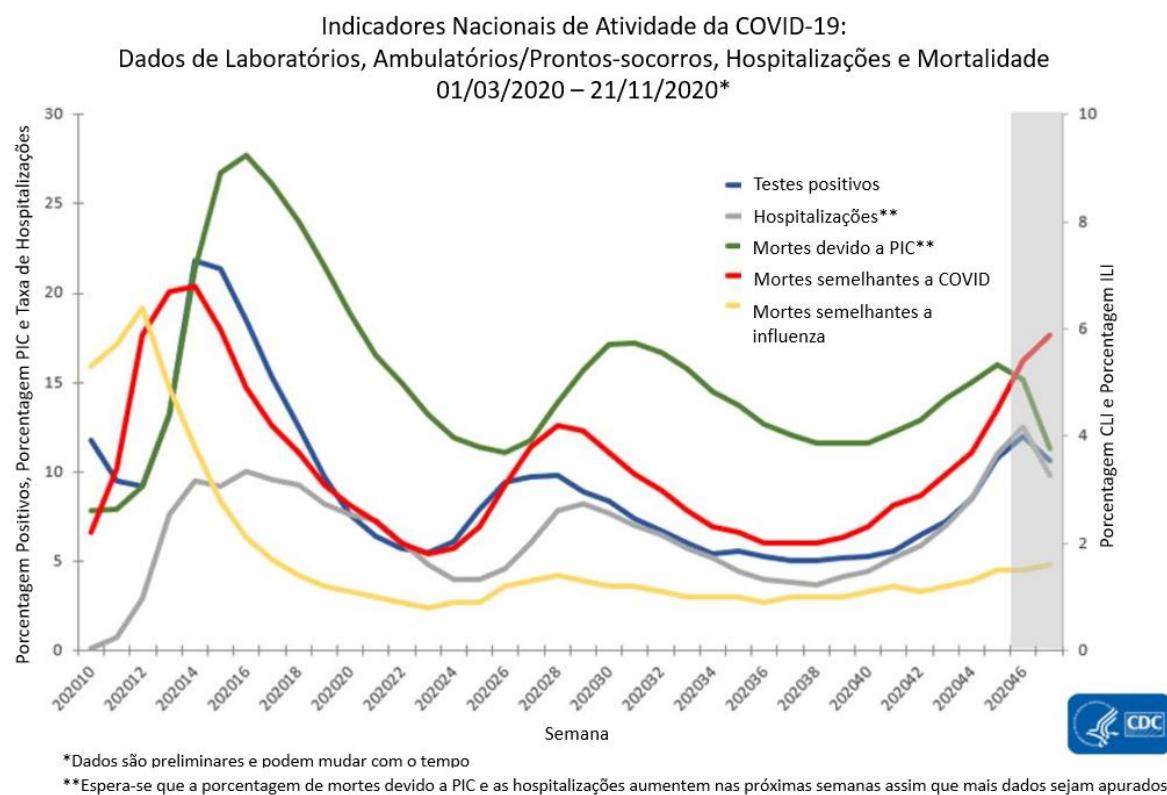


Figura 4: Curvas que demonstram a evolução de hospitalizações mortes por doenças respiratórias por semana nos Estados Unidos. É possível ver pela imagem as proporções de casos positivos de COVID-19 (azul), hospitalizações (cinza), mortes devido a pneumonia, influenza e COVID-19 (verde), doenças respiratórias semelhantes à COVID-19 (vermelho) e doenças semelhantes a influenza (amarelo). [15]

Esses dados demonstram a necessidade que ainda existe de se pensar em formas alternativas para o uso de ventiladores mecânicos pulmonares, caso ocorra uma situação emergencial em que se tenha um número de pacientes hospitalizados que necessitam de ventilação mecânica maior do que a oferta de equipamentos.

O quadro de pacientes infectados pela COVID-19 necessita de certo cuidado pois, por mais que ele esteja relacionado a um caso típico de ARDS, é comum que os pacientes tenham apresentem valores de saturação de oxigênio incompatíveis com a complacência pulmonar deles. A figura 5 mostra a comparação entre a complacência pulmonar dos pacientes e o shunt direita-esquerda de um grupo de pacientes. [8]

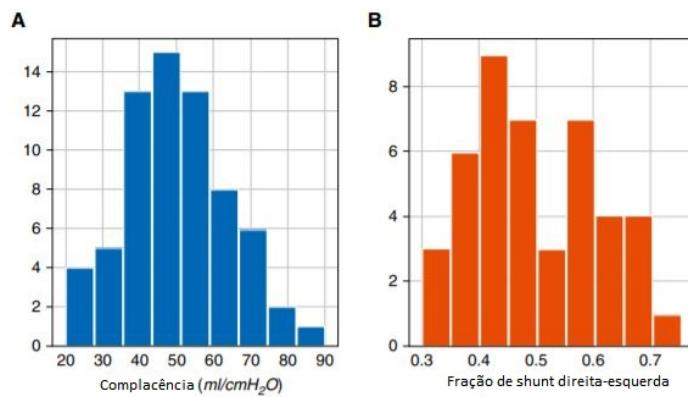


Figura 5: (A) Observações das complacências pulmonares de um grupo de pacientes. Ao que parece, eles seguem uma distribuição normal, levando a crer que as complacências pulmonares deles estão normais. (B) Shunt direita-esquerda desse mesmo grupo. É possível ver a discrepância nos resultados observados. [8]

Uma possível explicação para isso está em que pode haver uma perda na regulagem da perfusão sanguínea no pulmão, além de uma vasoconstrição. Sendo assim, as práticas comuns feitas na ventilação pulmonar, que trabalhariam para realizar o recrutamento dos alvéolos, teriam, na verdade, o objetivo de aumentar a perfusão sanguínea para os pulmões. [8]

3.2 Compartilhamento de ventiladores

A proposta de se utilizar um único ventilador para diversos pacientes foi mencionada pela primeira vez em 2006 como forma de aumentar a capacidade de ventiladores pulmonares em hospitais durante desastres. Confimou-se, de fato, que era possível manter quatro pulmões artificiais sendo alimentados por um único ventilador. Anos depois, comprovou-se o sucesso do procedimento em um experimento com animais de grande porte, em que se foi possível manter quatro ovelhas em ventilação controlada por 12 horas. Durante todo o

procedimento, uma das ovelhas sofreu de apneia, mas foi ressuscitada e conseguiu manter a oxigenação durante o resto do experimento. Vale notar que como o experimento foi feito com o ventilador operando em ventilação controlada por volume (VCV), mudanças na complacência de uma das ovelhas fez com que o ventilador compensasse na ventilação das outras ovelhas, podendo levar a problemas durante a ventilação. [16] [17]

Testes clínicos já foram feitos, mas apenas recentemente, com a justificativa de que o hospital responsável pelo experimento estava passando por um momento de extrema carência de ventiladores pulmonares. O procedimento foi realizado por apenas uma hora, com poucos pacientes, mas mostrou-se bem-sucedido. Tais resultados, porém, são de difícil reproduzibilidade devido às circunstâncias extraordinárias em que o experimento estava inserido e também pois nele utilizaram-se acessórios específicos feitos sob medida por uma empresa de equipamentos médicos. [18]

Além disso, a observação de pacientes por esse curto período de tempo também acaba ignorando complicações que ocorrem devido à ventilação prolongada como broncoespasmos, secreções e oclusão dos tubos endotraqueais. Este experimento pode ser visto, então, como um exemplo ilustrativo, mas não confiável, de que a ventilação compartilhada funcionaria em seres humanos.[18]

De acordo com o protocolo compartilhamento de ventiladores pulmonares desenvolvido pela Universidade de Columbia e o Hospital Presbiteriano de Nova Iorque, é importante fazer o procedimento em ventilação controlada por pressão (PCV), em detrimento da VCV, para evitar que ocorra a compensação de volume inspirado em um paciente com maior complacência pulmonar, pois há uma maior facilidade do ar entrar em seu pulmão, o que pode levar a problemas de hiperventilação. Ele também menciona cuidados que devem ser tomados para evitar acidentes mais comuns que estariam associados a esse tipo de procedimento, os quais serão vistos com mais detalhe na próxima seção. [1]

Pode-se concluir entre os artigos que não há um consenso em relação a qual o circuito de ventilação mais eficaz para realizar a ventilação compartilhada, mas no geral todos contém elementos em comum que servem para proteger os pacientes.

3.3 Circuitos de ventilação

Como visto anteriormente, o circuito de ventilação que será utilizado para fazer a ventilação compartilhada é um assunto abrangente. De fato, considerando-se o ventilador pulmonar como um componente mecânico (no caso, uma bomba de ar), apenas seria

necessário conectar as tubulações entre o ventilador e os pacientes e isso funcionaria normalmente. Deve-se levar em conta, porém, que ele é um equipamento médico invasivo, o que pode causar complicações no quadro dos pacientes se usado de forma inconsequente. [16] [17]

Ao se fazer a ventilação compartilhada, diversos acidentes podem ocorrer durante o procedimento. É importante, então, seguir protocolos para garantir que os pacientes estejam devidamente sedados e que não ocorra contaminação cruzada entre eles. Também vale mencionar que todos os acessórios necessitam ser autoclaváveis para garantir a esterilização deles a cada uso. [1] [2][3][16][17]

O protocolo de compartilhamento de ventiladores diz que para construir um circuito eficaz são necessários quatro componentes principais, sendo que cada paciente deve ter o seu próprio: traqueia de ventilação, trocador de calor e umidade (HME), peça em T, conector de tubos e filtro antimicrobiano. Os componentes necessários para a ventilação pulmonar compartilhada de acordo com o protocolo são como mostrados na figura 6.[1]

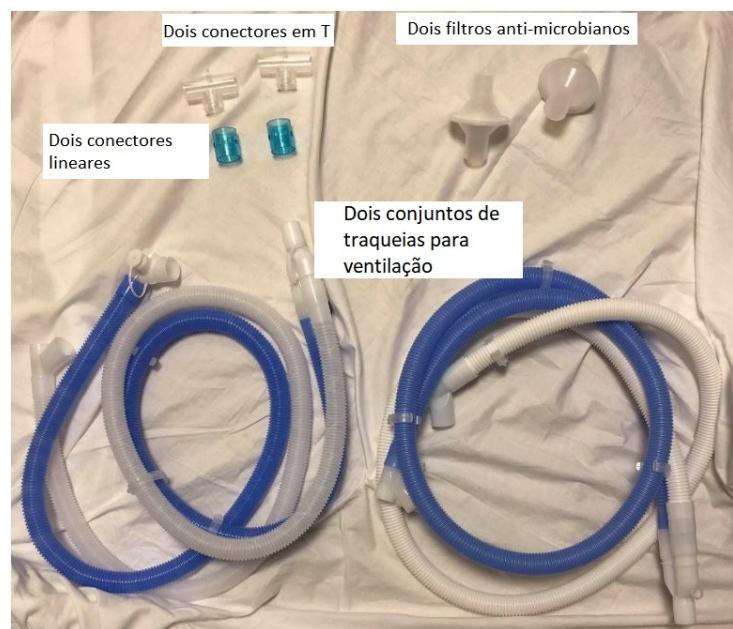


Figura 6: Componentes mínimos necessários para a montagem de um circuito de ventilação compartilhada. [1]

O circuito de Neyman e Irving (2006) consistia apenas nas tubulações, o que era de se esperar em um ensaio feito com pulmões artificiais. Já o circuito de Paladino et al.(2008), por envolver ovelhas vivas, incluiu filtros antimicrobiais. Durante o experimento com animais, notou-se que esse tipo de ventilação não era capaz de variar a ventilação que estava sendo enviada para cada ovelha. [16][17]

Alguns autores não consideram viável o uso apenas dos componentes descritos no protocolo. Isso ocorre pois nessa configuração o volume enviado será sempre o mesmo para todos os pacientes, sem considerar as diferentes necessidades que cada paciente tem. Em casos como os de pacientes infectados com a COVID-19, isso se torna ainda mais perigoso uma vez que muitas vezes eles sofrem uma mudança repentina na capacidade respiratória, o que necessitaria que fosse possível fazer uma regulagem rápida do fluxo de gases ou das pressões que estão sendo enviadas ao longo do circuito. [2][3][18]

Levando isso em consideração, o Centro de Saúde Monte Sinai desenvolveu um circuito que utilizava válvulas controladoras de fluxo, impressas por manufatura aditiva pela empresa Stryker e aprovadas pela FDA, para garantir que os pacientes receberiam a ventilação de acordo com os parâmetros que cada um deles necessita. O circuito também contava com alguns medidores de espirometria para conseguir analisar as vazões de ar, bem como a resistência das vias respiratórias, a complacência pulmonar e as frações de gases de cada paciente. [18]

Mesmo com o circuito controlando o volume enviado para os pacientes, o ventilador foi operado em PCV pois, como mencionado brevemente, isso evita que a pressão alveolar de pico em um paciente seja maior que o necessário, o que pode causar problemas em sistemas que os pacientes variam suas complacências dinamicamente. Esse circuito foi capaz de ventilar dois pacientes vivos durante um período de uma hora, o que mostra que a funcionalidade dele está relativamente próxima do ideal. A figura 7 mostra o circuito empregado nesse experimento. Durante esse experimento utilizaram-se pacientes com quadros de mecânica respiratória semelhantes para facilitar o funcionamento do ventilador. [18]

Além da pressão inspiratória de pico e o volume de ar, existem mais dois parâmetros que são de grande e importância e apresentam diferenças entre pacientes: a PEEP e a fração inspirada de O_2 (FiO_2). Personalizar a FiO_2 para cada paciente não é possível na proposta da ventilação compartilhada uma vez que nela se utiliza apenas um ventilador pulmonar, e a FiO_2 é um parâmetro enviado diretamente pelo equipamento. Já a PEEP poderia ser variada, desde que se utilizassem válvulas que regulassem a pressão enviada

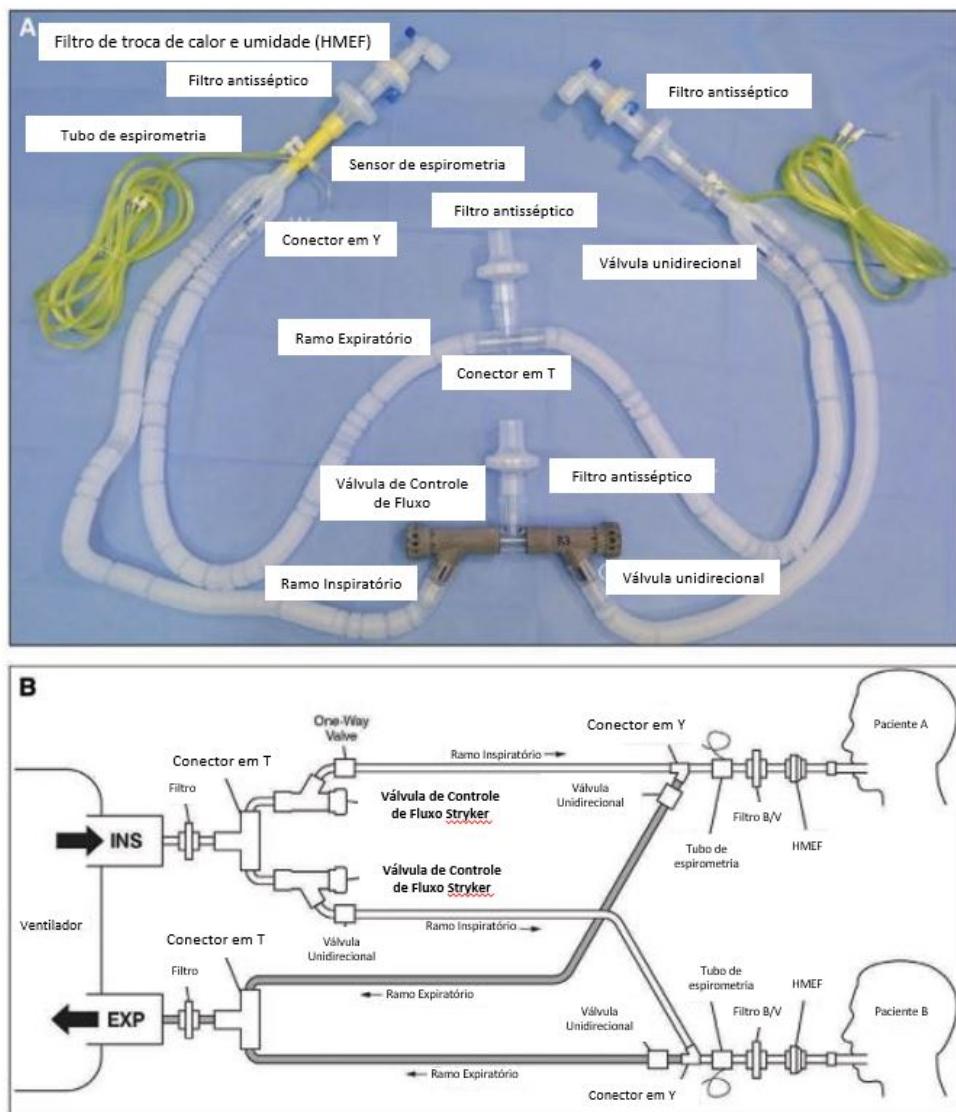


Figura 7: Circuito de ventilação pulmonar compartilhada desenvolvido para o teste clínico feito pelo Centro de Saúde Monte Sinai. [18]

para cada paciente. [1][3]

Levando isso em conta pesquisadores da Universidade de Yale criaram um protocolo para o desenvolvimento de um circuito que seria utilizado no compartilhamento de ventiladores pulmonares, o qual foi apelidado de protocolo de compartilhamento de ventilador em PCV (PReVentS). O protocolo considera as premissas esperadas do protocolo da universidade de Columbia, em que PCV é o melhor método para se utilizar e que os pacientes devem estar completamente sedados durante a ventilação. [3]

O método PReVentS utiliza válvulas PEEP descartáveis (Ambu inc., EUA), as quais contam com um mecanismo composto por uma mola de tensão ajustável e uma válvula, conectada a ela, que se abre caso a pressão exercida pelo fluxo de gás seja maior que a resistência da mola. Essa válvula é então encaixada em uma tubulação simples de forma que a pressão excedente seja direcionada para outro ramo do circuito de ventilação. Com esse componente será possível controlar tanto a PEEP quanto a PIP do paciente. A conexão do sistema é como mostrado na figura 8. [3]



Figura 8: Imagem da conexão da válvula PEEP no circuito de ventilação.

Para lidar com o problema da personalização, a Universidade de Iowa foi um passo à frente. A equipe envolvida desenvolveu uma peça feita por impressão 3D que substitui uma parte da válvula PEEP, para fazer um circuito que seria capaz de enviar uma ventilação o mais customizada o possível para cada paciente. O mecanismo envolve duas partes: primeiramente as válvulas modificadas são conectadas às partes expiratórias dos circuitos para garantir um valor mínimo para a PEEP de cada paciente. Como as válvulas já estarão responsáveis pela regulação dessa pressão, o ventilador pode ser ajustado para uma PEEP menor (por exemplo, $0cmH_2O$). Para tratar a pressão excedente aliviada pela válvula, que potencialmente levaria à liberação de aerosol que contaminaria o ambiente, a peça nova possibilita que as válvulas sejam conectadas a uma tubulação de exaustão em comum (no caso, a parte expiratória do ventilador). [2]

Além disso, para regular o volume de ar que será enviado a cada paciente, utilizou-se

o mesmo modelo de válvula PEEP, mas conectado no sentido inverso para aproveitar a pressão excedente e enviá-la como a PIP que o paciente receberia. Essa válvula foi chamada de válvula PIP reversa (PIPr). Logo, o ventilador seria regulado para enviar uma PIP maior que a necessária pelos pacientes e essas válvulas fariam uma redução da pressão de acordo com o valor ajustado. A válvula alterada pode ser vista na figura 9. [2]

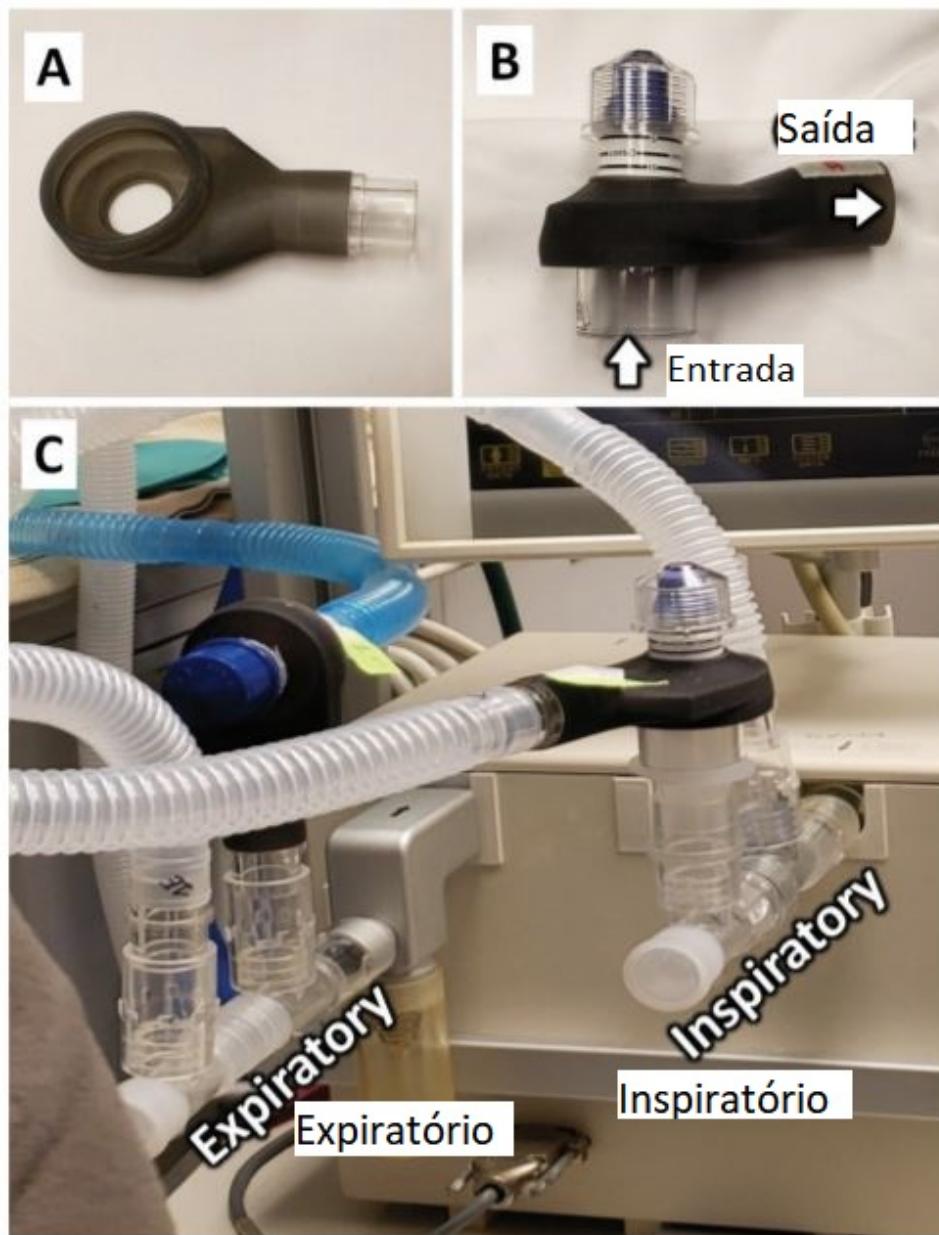


Figura 9: Imagens de (A) acessório feito por manufatura aditiva, (B) acessório montado na válvula PEEP, (C) orientação das válvulas PIPr e PEEP nas partes inspiratória e expiratória do circuito, respectivamente.[2]

O circuito montado, então, contaria com um mecanismo específico para enviar e receber uma pressão diferente para cada paciente de acordo com os valores necessários. O funcionamento dele está representado na figura 10.

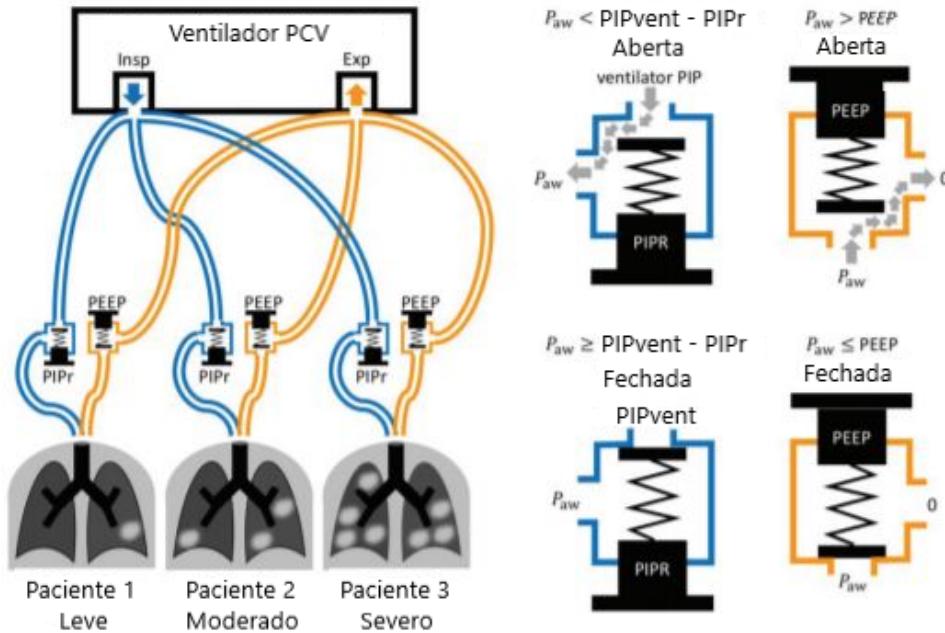


Figura 10: Circuito proposto pela Universidade de Iowa que utiliza válvulas reguladoras de pressão com uma peça a mais que destinaria a pressão excedente de acordo com a aplicação. No caso das válvulas PIPr, a pressão excedente é aproveitada para o circuito, enquanto que nas válvulas PEEP, a pressão excedente seria exaurida para a parte expiratória do ventilador. [2]

Além das válvulas limitadoras de pressão, o uso de válvulas unilaterais é indicado, para evitar fluxo de ar no sentido contrário.

A implementação da Universidade de Iowa sugere uma solução mais sofisticada para o circuito desejado, o que pode requerer que o centro de saúde tenha peças já pré-fabricadas de forma a atender a demanda. Os centros de saúde precisariam produzir ou comprar essas peças para utilizá-las. Isso pode ser considerado um fator limitante para o uso deste método. [2]

O protocolo PReVentS, por outro lado, tem uma vantagem pois utiliza apenas componentes que podem ser encontrados facilmente em um hospital, de forma que ele pode ser montado em situações emergenciais com facilidade. Ainda assim, o método PReVentS depende da capacidade dos técnicos que farão a conexão, o que pode ser um fator de risco pois haveria uma grande variabilidade nos circuitos montados. [3]

Por isso, o circuito que utiliza a peça pré-fabricada, ainda que exija um investimento

inicial, pode ser a alternativa mais segura para se utilizar na implementação desses circuitos, uma vez que se garante uma reproduzibilidade maior do circuito desejado.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Com o intuito de se reproduzir um dos circuitos discutidos na revisão bibliográfica, optou-se por montar um circuito de ventilação com o menor custo possível para que fosse feita a ventilação de dois pacientes ao mesmo tempo com parâmetros distintos.

O circuito poderia ser facilmente montado utilizando-se duas válvulas já existentes: uma válvula de ajuste da PIP (VAP) (Vent-logos sistemas lógicos ltda., Brasil) e uma válvula unidirecional com PEEP (VUP) (Vent-logos sistemas lógicos ltda., Brasil). A diferença entre essas duas válvulas está na faixa de pressões em que elas trabalham, e também no mecanismo por trás da abertura das válvulas. Ambas as válvulas podem ser vistas na figura 11.



Figura 11: Válvula VAP (esquerda) e válvula VUP (direita).

Para auxiliar no funcionamento desse circuito, também foram aplicadas válvulas unidireccionais após cada válvula. O uso dessas válvulas tem dois motivos. Primeiramente,

elas evitam que ocorra um fluxo de ar no sentido inverso (backflow). Além disso, elas ajudam na redução da oscilação das válvulas utilizadas para o controle da pressão. Também utilizaram-se conectores com diâmetro interno de 22,5mm e altura de 40mm feitos por manufatura aditiva para ser possível montar o circuito. Estes acessórios podem ser vistos na figura 12.

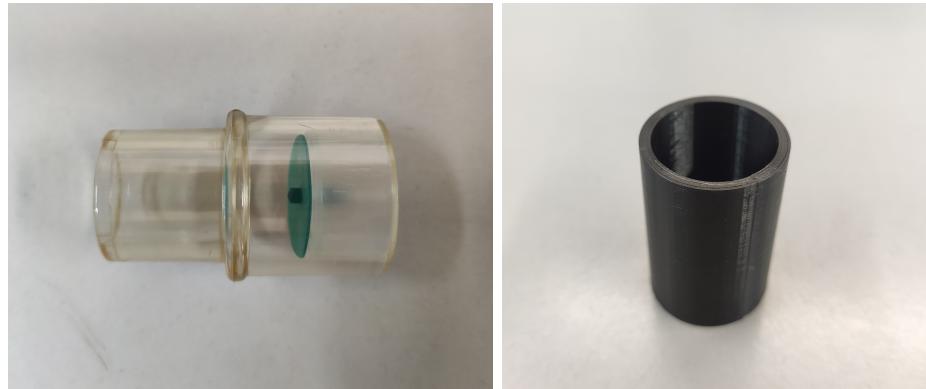


Figura 12: Acessórios utilizados para auxiliar no funcionamento do circuito: válvula unidirecional (esquerda) e conector (direita)

O circuito montado para apenas um ventilador pode ser visto na figura a seguir, sendo que para conectar um circuito em paralelo seria necessário apenas a presença de um tubo em "Y" tanto na parte inspiratória do circuito quanto na parte expiratória dele. O circuito montado foi conectado a um pulmão artificial e a uma seringa de calibração de 3 litros (Hans Rudolph, Alemanha) para simular a ventilação pulmonar. A figura 13 mostra qual foi a configuração do circuito montado.

Para avaliar a possibilidade de se utilizar válvulas de menor custo, optou-se por desenhar uma válvula PEEP reversa utilizando impressão 3D. Esse desenho seria utilizado para substituir uma peça de uma válvula PEEP de AMBU (do inglês Artificial Manual Breathing Unit), de forma a imitar as válvulas mostradas anteriormente. Essa válvula teria a capacidade de receber a sobrepressão do circuito e funcionar semelhantemente às válvulas anteriormente utilizadas. O método de impressão utilizado foi o de filamento. A figura 14 mostra o desenho da peça em modelo 3D.

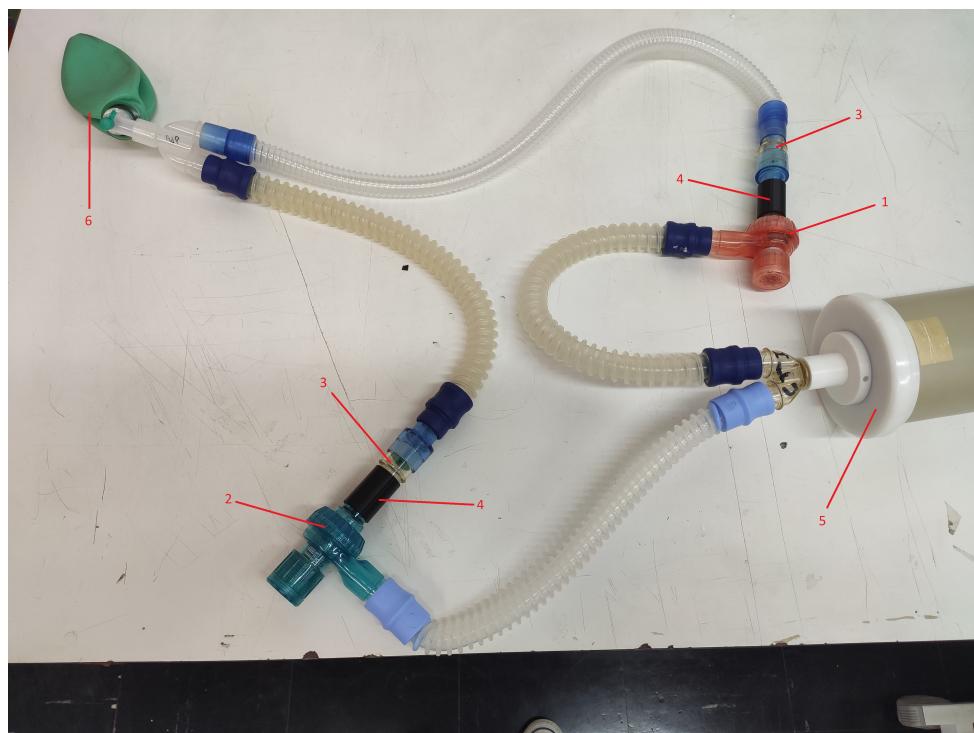


Figura 13: Circuito de ventilação compartilhada montada para um pulmão artificial. Onde: 1 - VAP, 2 - VUP, 3 - válvula unidirecional, 4 - conector impresso, 5 - seringa de calibração e 6 - pulmão artificial

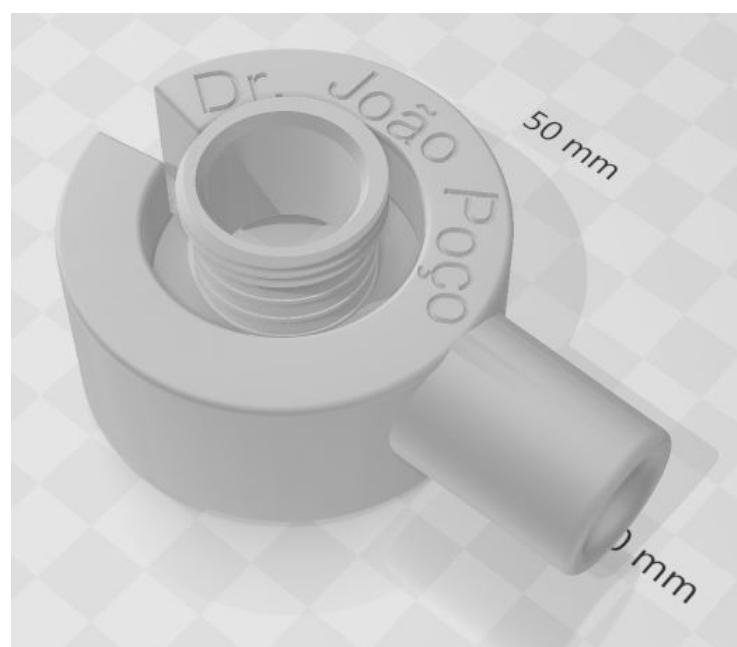


Figura 14: Modelo 3D da peça a ser impressa.

A válvula foi, então, montada de acordo com a figura 15.



Figura 15: Componentes da válvula, sendo que tem-se, de cima para abaixo: a válvula original, a peça fabricada por manufatura aditiva, e a válvula de PIPr montada.

O primeiro ensaio com um ventilador pulmonar foi feito em um Vela (Cardinal Health, EUA). O circuito foi montado como mostrado na figura 17. Neste momento, a ideia era a de apenas validar se a válvula personalizada seria capaz de regular a pressão durante a ventilação. Sendo assim, a parte expiratória foi compartilhada por ambos os ventiladores e mantida sem válvulas para que fosse possível fazer a comparação entre a válvula personalizada e a VAP.

Para cada válvula reguladora, foi preciso adicionar uma válvula unidirecional, uma vez que o backflow impossibilitava o controle da pressão. Isso ocorre porque parte do ar enviado pelo ventilador retorna pelo circuito e é enviado à atmosfera pela própria válvula. Para evitar possíveis vazamentos na válvula PEEP reversa, utilizou-se fita veda-rosca no contato da parte de baixo da válvula PEEP com a peça produzida.

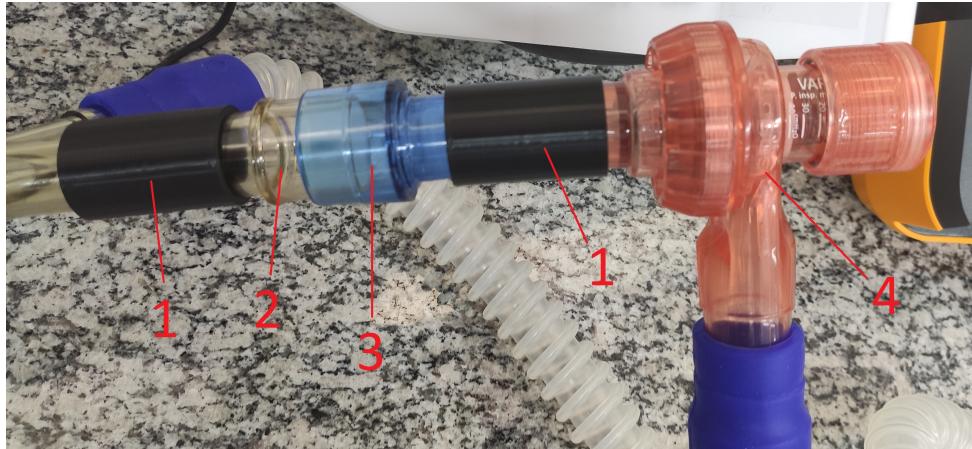


Figura 16: Configuração recomendada para cada válvula de forma a evitar o backflow. Onde: 1 - conector impresso, 2 - Válvula unilateral, 3 - Conector comum, 4 - VAP. O conector à esquerda está exercendo a função de ponte para o conector em Y do pulmão e está substituindo uma traqueia.

No experimento, utilizou-se dois pulmões diferentes: o pulmão 1 (Dräger, Alemanha) e o pulmão 2 (Getinge, Suécia). Sendo assim, foi possível analisar como pulmões de diferentes complacências reagiriam ao procedimento. Neste caso, o pulmão 1 era o mais complacente e o pulmão 2 era o menos complacente.

O ventilador foi ajustado no modo PCV para os dois ensaios e foi configurado com os parâmetros apresentados na tabela 1. As válvulas foram ajustadas para que os valores de pressão fossem diferentes para cada pulmão. Os ensaios duraram dois minutos e os dados foram coletados com o uso de analisadores de fluxos gasosos (Fluke VT900A e Fluke VT650, EUA). Os resultados foram extraídos para uma planilha para serem analisados.

Freq Resp (bpm)	PIP (cmH ₂ O)	PEEP (cmH ₂ O)	Fluxo (L/min)
10	15	5	10
20	15	10	10

Tabela 1: Parâmetros utilizados para os ensaios com o uso das válvulas apenas na parte inspiratória do circuito.

O segundo experimento envolveu o uso do circuito completo, com tanto as válvulas inspiratórias quanto as válvulas expiratórias, mantendo-se os mesmos modelos de pulmões e analisadores de fluxo. Uma descrição detalhada da montagem do circuito pode ser vista no anexo deste documento. O ventilador pulmonar utilizado foi um Savina 300 (Dräger, Alemanha). O circuito montado foi como evidenciado na figura 18.

Neste caso, o pulmão foi configurado para o modo de ventilação por pressão bifásica positiva nas vias aéreas (BIPAP) por ser o único modo controlado por pressão deste ventilador. Foram feitos dois ensaios, com os parâmetros referenciados na tabela 2.

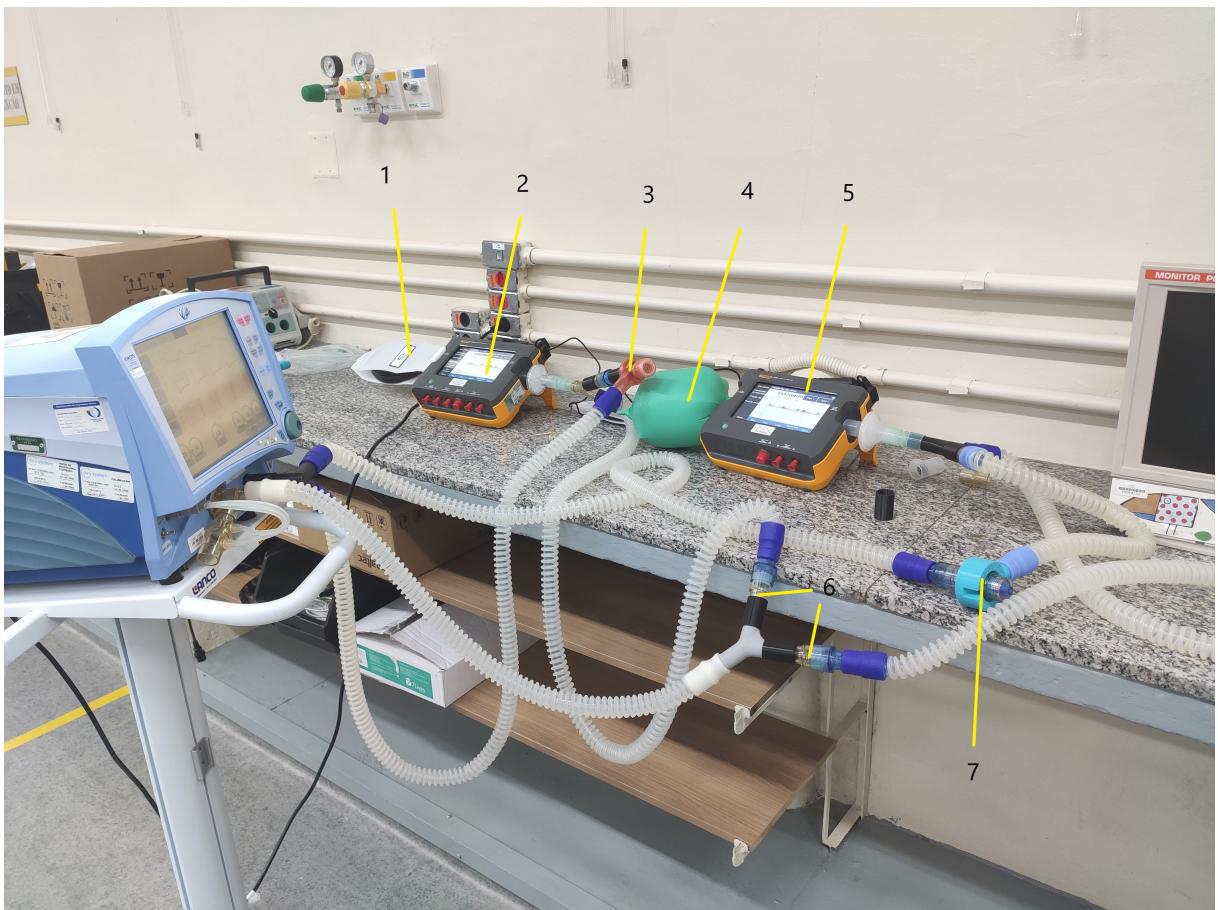


Figura 17: Circuito montado para o ensaio em que ambos os pulmões estão sem válvulas na parte expiratória. Onde: 1. Pulmão de menor complacência, 2. Fluke VT900A, 3. Válvula VAP, 4. Pulmão de maior complacência, 5. Fluke VT650, 6. Válvulas unidirecionais, 7. válvula PEEP reversa. Foi necessário adicionar ainda uma válvula unilateral anexada à valvula 6.



Figura 18: Circuito montado para o ensaio em que são utilizadas válvulas tanto na parte inspiratória quanto na parte expiratória. Os fluxos estão esquematizados em amarelo (pulmão 1) e vermelho (pulmão 2).

Freq Resp (<i>bpm</i>)	PIP (<i>cmH₂O</i>)	PEEP (<i>cmH₂O</i>)
20	15	5
20	20	10

Tabela 2: Parâmetros utilizados para os ensaios com o circuito completo.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os valores de pressão máxima e mínima para cada pulmão em cada um dos ensaios podem ser vistos na tabela 3.

Ensaio	Pulmão	PIP (cmH ₂ O)	PEEP (cmH ₂ O)	P _{máx}	P _{mín}
1	1	15	5	11,09	3,21
		15	10	19,84	8,85
	2	15	5	15,67	3,79
		15	10	26,12	10,49
2	1	15	5	17,08	3,58
		20	10	25,05	9,14
	2	15	5	13,49	4,74
		20	10	23,56	10,56

Tabela 3: Valores de pressão mensurados para cada pulmão em cada ensaio em comparação aos valores configurados no ventilador.

Os resultados observados são promissores, uma vez que cada pulmão está recebendo uma PIP e uma PEEP específica. As diferentes pressões aferidas pelos analisadores de fluxo podem ser explicadas por dois principais motivos: as diferentes complacências e a resistência das válvulas do circuito. Variações na resistências das válvulas modificaram a pressão aferida. Os valores de PEEP estão abaixo do que o selecionado na configuração do ventilador, mas isso pode ser evitado com o uso das válvulas de PEEP no outro lado do circuito. Gráficos da pressão durante os ciclos podem ser vistos na figura 19. É possível notar que há uma leve trepidação durante a ventilação, o que provavelmente poderia ser reduzido com o uso de mais válvulas unilaterais ou com peças que tenham um melhor encaixe com o circuito.

Em relação às válvulas utilizadas, não houve uma diferença perceptível entre o funcionamento da VAP e da válvula PEEP modificada. A sua funcionalidade, no entanto, tem uma maior sensibilidade e a resistência da válvula deve ser manipulada com cautela.

Outro fator que deve ser levado em conta é o tipo de sensor utilizado pelo ventilador pulmonar para realizar a ventilação assistida. Foi possível notar que ventiladores que usam medidores de fluxo, como o Vela e o Savina, interpretavam a falta de fluxo como uma ten-

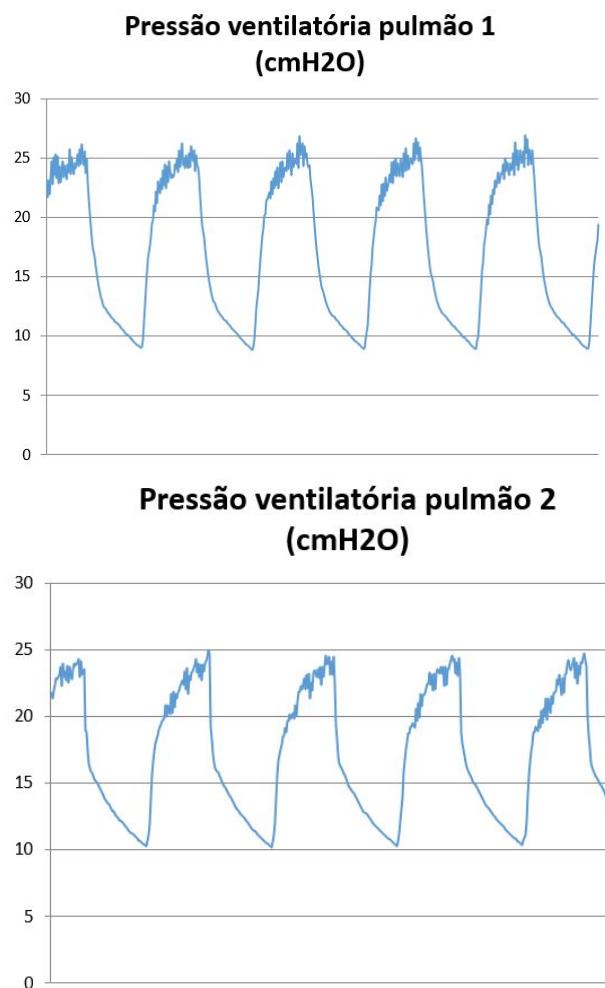


Figura 19: Pressão durante cada ciclo respiratório para o ensaio 2 (PIP=20, PEEP=10). Essa trepidação é observada em todos os ensaios e ocorre muito provavelmente por causa da vibração dos componentes que são adicionados ao circuito.

tativa de respiração pelo paciente e realizava mais respirações que o número configurado. Em testes preliminares, avaliou-se também um Servo-S (Getinge, Suécia) e foi possível perceber que este não teve problemas em manter a ventilação na frequência correta, uma vez que este utiliza um medidor de pressão para realizar a ventilação assistida.

Comparado aos circuitos propostos na literatura, principalmente o circuito da universidade de Iowa, o circuito proposto neste trabalho apresentou um funcionamento dentro do desejável, uma vez que foi capaz de entregar a cada pulmão uma pressão de acordo com o que se espera, sendo necessário que os parâmetros sejam sempre monitorados pela equipe que estaria realizando o procedimento.

6 CONCLUSÕES

De acordo com a literatura referente ao tema, ainda há muito a se estudar para garantir que a ventilação compartilhada seja uma prática segura para casos emergenciais. De uma forma geral, têm-se tido bons resultados para o tratamento de múltiplos pacientes.

O tema de ventilação compartilhada é relativamente novo, mas deu-se uma atenção especial a ele devido à pandemia. Por enquanto, os circuitos de ventilação propostos parecem promissores e é possível reproduzi-los em laboratório sem necessitar de acessórios de alta complexidade.

A válvula produzida para a montagem do circuito se mostra tão eficaz quanto as válvulas disponíveis no mercado, o que poderia gerar uma economia nos gastos com esse tipo de circuito.

Esse trabalho mostrou, também, que ainda há outros fatores que devem ser considerados para garantir que a ventilação compartilhada seja de fato segura. Ainda que o circuito tenha se mostrado funcional, a interação do ventilador com o circuito ainda deve ser estudada, uma vez que ventiladores que acionam a ventilação assistida com sensores de fluxo podem ter problemas ao ventilar mais de um paciente. Seria de interesse fazer um estudo mais amplo validando quais ventiladores seriam capazes de realizar este procedimento sem interferências.

Outro efeito que também deveria ser estudado é a oscilação na pressão que os analisadores de fluxo causada pela adição dos componentes ao circuito. Deve-se avaliar se é possível reduzir a oscilação ao se garantir um melhor encaixe entre as peças. Não se sabe, também, se de fato essa oscilação levaria algum problema em testes in vivo, o que poderia também ser algo a se avaliar em pesquisas futuras.

REFERÊNCIAS

- 1 BEITLER, J. R. et al. Ventilator Sharing Protocol : Dual-Patient Ventilation with a Single Mechanical Ventilator for Use during Critical Ventilator Shortages. **American journal of respiratory and critical care medicine**, n. 3, p. 1–15, New York, EUA. 2020.
- 2 HERRMANN, J. et al. Shared ventilation in the era of COVID-19: A theoretical consideration of the dangers and potential solutions. **Respiratory Care**, v. 65, n. 7, p. 932–945, EUA, 2020.
- 3 RAREDON, M. S. B. et al. **Pressure-Regulated Ventilator Splitting (PReVentS): A COVID-19 Response Paradigm from Yale University**. New Haven, Connecticut. 2020.
- 4 WEST, J. B. **Fisiologia Respiratória: Princípios Básicos**. 8. ed. Porto Alegre: Artmed, Porto Alegre, Brasil. 2010.
- 5 SILVESTRI, S. The influence of flow rate on breathing circuit compliance and tidal volume delivered to patients in mechanical ventilation. **Physiological Measurement**, v. 27, n. 1, p. 23–33, Roma, Itália. 2006.
- 6 OTIS, A. B. et al. Mechanical Factors in Distribution of Pulmonary Ventilation. **Journal of applied physiology**, v. 8, n. 4, p. 427–443, Baltimore, Maryland. 1956.
- 7 HESS, D. R. Recruitment maneuvers and PEEP titration. **Respiratory Care**, v. 60, n. 11, p. 1688–1704, EUA, 2015.
- 8 GATTINONI, L. et al. COVID-19 Does Not Lead to a “Typical” Acute Respiratory Distress Syndrome. **American journal of respiratory and critical care medicine**, v. 201, n. 10, Milão. Itália. 2020.
- 9 OZYURT, E. et al. Comparison of volume-controlled and pressure-controlled ventilation on respiratory mechanics in laparoscopic bariatric surgery: randomized clinical trial. **Brazilian Journal of Anesthesiology (English Edition)**, Sociedade Brasileira de Anestesiologia, v. 69, n. 6, p. 546–552, Antalya, Turquia. 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.bjane.2019.08.004>>.
- 10 ZHU, N. et al. A Novel Coronavirus from Patients with Pneumonia in China, 2019. **New England Journal of Medicine**, v. 382, n. 8, p. 727–733, China, 2020.
- 11 GUAN, W.-j. et al. Clinical Characteristics of Coronavirus Disease 2019 in China. **New England Journal of Medicine**, v. 382, n. 18, p. 1708–1720, China, 2020.
- 12 GHEBREYESUS, T. A. **Media Briefing on COVID-19**. Organização Mundial da Saúde, Genebra, Suíça. 11 de março de 2020. Disponível em: <<https://twitter.com/WHO/status/1237777021742338049?s=20>>.

- 13 GHEBREYESUS, T. A. *Press briefing on the 2019-nCoV outbreak*. Organizaçao Mundial da Saúde, Genebra, Suíça. 11 de fevereiro de 2020. Disponível em: <<https://twitter.com/WHO/status/1227248333871173632?s=20>>.
- 14 RICHARDSON, S. et al. Presenting Characteristics, Comorbidities, and Outcomes among 5700 Patients Hospitalized with COVID-19 in the New York City Area. *Journal of the American Medical Association*, v. 323, n. 20, p. 2052–2059, New York, EUA. 2020.
- 15 COVIDVIEW: A Weekly Surveillance Summary of U.S. COVID-19 Activity. American Center for Disease Control and Prevention, Atlanta, Geórgia. 2020. Disponível em: <<https://www.cdc.gov/coronavirus/2019-ncov/covid-data/covidview/>>.
- 16 NEYMAN, G.; IRVIN, C. B. A Single Ventilator for Multiple Simulated Patients to Meet Disaster Surge. *Academic Emergency Medicine*, v. 13, n. 11, p. 1246–1249, EUA, 2006.
- 17 PALADINO, L. et al. Increasing ventilator surge capacity in disasters: Ventilation of four adult-human-sized sheep on a single ventilator with a modified circuit. *Resuscitation*, v. 77, n. 1, p. 121–126, EUA. 2008.
- 18 LEVIN, M. A. et al. Differential ventilation using flow control valves as a potential bridge to full ventilatory support during the COVID-19 Crisis: From bench to bedside. *Anesthesiology*, n. Xxx, p. 892–904, New York, EUA. 2020.

7 ANEXO

Montagem do circuito de ventilação para dois pacientes.

Materiais:

- 1 ventilador pulmonar.
- 8 traqueias.
- 2 válvulas de sobrepressão para a PIP.
- 2 válvulas de sobrepressão para a PEEP.
- 2 conectores em Y
- 4 válvulas unidireccionais
- 4 adaptadores para válvula PEEP
- 4 conectores cilíndricos de diâmetro interno de 22,5mm e comprimento de 40mm (como mostrado no capítulo 4)

Montagem:

1. Conectar em cada válvula, no lado que haverá saída de ar, um conector cilíndrico, seguido de um adaptador para válvula PEEP e a válvula unidirecional (assim como na figura 16).
2. Conectar duas traqueias a um conector em Y. Este conector será a conectada à parte inspiratória do ventilador. Adicionar à outra ponta de cada uma destas traqueias uma válvula para a PIP de forma que a válvula unidirecional esteja apontando para fora do circuito.
3. Conectar mais uma traqueia na saída de cada uma das válvulas unidireccionais e adicionar um conector em Y após estas traqueias. Cada um desses conectores em Y será conectado a um dos pacientes.
4. Repetir o passo 2 para a parte expiratória do circuito, com as válvulas reguladoras

de PEEP voltadas ao sentido contrário.

5. Conectar uma traqueia à entrada de cada válvula reguladora de PEEP e juntar o circuito expiratório ao inspiratório pelos conectores em Y que estão destinados aos pacientes.
6. Conectar os dois ramos expiratórios montados a um conector em Y e fechar o circuito conectando-o ao canal expiratório do ventilador.

Número do Certificado L 11494/20 Folha 01/03

Contratante : **MEDICALWAY EQUIPAMENTOS MÉDICOS LTDA**
Endereço : Rodovia Curitiba Ponta Grossa BR 277, nº3931 km 04 - CEP: 82305-100 - Curitiba/PR
Interessado : **FFM - FUNDACAO FACULDADE DE MEDICINA**
Endereço : Av. Rebouças, 381 - Jardim Paulista - CEP: 05401-000 - São Paulo/SP

Instrumento : **ANALISADOR DE FLUXO DE GÁS**

Marca : Fluke
Modelo : VT650
Identificação : Não especificado
Número de série : 4975012

Data da Calibração : 07/07/2020
Próxima Calibração : Determinada pelo Cliente
Data da Emissão : 07/07/2020

Temperatura do Ar : 21,7°C ± 0,5°C Local da Calibração: Laboratório LRM
Umidade Relativa do Ar : 53,7% ± 5,5% Ordem de Serviço: 001042/20

Procedimento de Calibração :

O instrumento foi calibrado conforme procedimento PCEL-03 revisão 00 e PCP-01 revisão 03. A calibração de fluxo foi realizado por comparação com o Fluxômetro padrão. A calibração de pressão foi realizado através de comparação com o manômetros padrões. A calibração de volume foi através do cálculo ($V=Q*t$), utilizando o cronômetro padrão e o fluxômetro padrão. A calibração do oxigênio foi através da comparação com o padrão utilizando um cilindro de O₂ com um misturador.

Os resultados apresentados neste certificado foram determinados pela média de três medições.

A incerteza expandida relatada é baseada em uma incerteza padronizada combinada, multiplicada por um fator de abrangência $k=2$, para um nível de confiança de aproximadamente 95,45%.

Padrões Utilizados :

Descrição	Identificação	Certificado n.º	Órgão Calibrador	Validade
Analizador de Fluxo de Gás	LRM-HOS-004	L 11716/18	LRM Metrologia	setembro/2020
Fluxômetro Digital	LRM-FLX-001	18/1661VA	RBC - CAL 0409	novembro/2020
Manômetro Digital	LRM-PRE-014	LV00335-12363A-20-R0	RBC - CAL 0127	abril/2022
Manômetro Digital	LRM-PRE-014	LV00335-12363C-20-R0	RBC - CAL 0127	abril/2022
Cronômetro Digital	LRM-T&F-012	R9097/19	RBC - CAL 0579	maio/2021

Técnico Executante: Mauricio Felippe


Mauricio Vara Felippe de Oliveira
Gerente Técnico
Signatário Autorizado

Assinado eletronicamente
através da senha do usuário
dia 07/07/2020 às 16:47.

A reprodução deste certificado só poderá ser total e depende da aprovação por escrito da LRM Metrologia.

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à calibração nas condições especificadas, não sendo extensivo a qualquer lote.

Número do Certificado L 11494/20 Folha 02/03

Resultados da Calibração : Fluxo ATP (valores em L/min)

Valor Nominal	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição	<i>k</i>
1,00	1,00	0,00	0,00	0,03	2,00
5,00	5,01	-0,01	-0,20	0,08	2,00
10,00	10,03	-0,03	-0,30	0,10	2,00
50,00	50,04	-0,04	-0,08	0,56	2,00
100,0	100,1	-0,1	-0,10	1,2	2,00
120,0	120,1	-0,1	-0,08	1,5	2,00
150,0	150,2	-0,2	-0,13	1,9	2,00
170,0	170,3	-0,3	-0,18	2,1	2,00
200,0	200,4	-0,4	-0,20	2,5	2,00

Resultados da Calibração : Pressão baixa (valores em mbar)

Valor Nominal	Valor Convencional	Erro	Erro Fiducial (%)	Incerteza de Medição	<i>k</i>
0,0	0,0	0,0	XX	0,1	2,00
80,0	80,1	-0,1	-0,025	0,1	2,00
160,0	160,2	-0,2	-0,050	0,1	2,00
240,0	240,2	-0,2	-0,050	0,1	2,00
320,0	320,3	-0,3	-0,075	0,1	2,00
400,0	400,5	-0,5	-0,125	0,1	2,00

Resultados da Calibração: Pressão Alta (valores em bar)

Valor Nominal	Valor Convencional	Erro	Erro Fiducial (%)	Incerteza de Medição	<i>k</i>
0,000	0,000	0,000	XX	0,002	2,00
2,600	2,602	-0,002	-0,015	0,002	2,00
5,200	5,204	-0,004	-0,031	0,002	2,00
7,800	7,805	-0,005	-0,038	0,002	2,00
10,400	10,406	-0,006	-0,046	0,002	2,00
13,000	13,010	-0,010	-0,077	0,002	2,00

Resultados da Calibração : Volume (valores em L)

Valor Nominal	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição	<i>k</i>
0,100	0,100	0,000	0,000	0,005	2,00
0,200	0,201	-0,001	-0,500	0,005	2,00
0,500	0,503	-0,003	-0,600	0,005	2,00
1,000	1,006	-0,006	-0,600	0,005	2,00
1,500	1,509	-0,009	-0,600	0,005	2,00
2,000	2,011	-0,011	-0,550	0,005	2,00
2,500	2,514	-0,014	-0,560	0,005	2,00
3,000	3,018	-0,018	-0,600	0,005	2,00

A reprodução deste certificado só poderá ser total e depende da aprovação por escrito da LRM Metrologia.

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à calibração nas condições especificadas, não sendo extensivo a qualquer lotes.

Resultados da Calibração : Tempo Espiratório (valores em s)

Valor Nominal	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição	<i>k</i>
0,50	0,51	-0,01	-2,00	0,08	2,00
0,70	0,71	-0,01	-1,43	0,08	2,00
1,00	1,02	-0,02	-2,00	0,08	2,00
1,50	1,52	-0,02	-1,33	0,08	2,00
2,00	2,03	-0,03	-1,50	0,08	2,00

Resultados da Calibração : Tempo Inspiratório (valores em s)

Valor Nominal	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição	<i>k</i>
0,50	0,50	0,00	0,00	0,08	2,00
0,70	0,71	-0,01	-1,43	0,08	2,00
1,00	1,01	-0,01	-1,00	0,08	2,00
1,50	1,52	-0,02	-1,33	0,08	2,00
2,00	2,03	-0,03	-1,50	0,08	2,00

Resultados da Calibração : Oxigênio (Valores em % O₂)

Valor Nominal	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição	<i>k</i>
21,0	20,2	0,8	3,810	0,1	2,00
40,0	40,3	-0,3	-0,750	0,1	2,00
60,0	60,4	-0,4	-0,667	0,1	2,00
80,0	80,5	-0,5	-0,625	0,1	2,00
90,0	90,4	-0,4	-0,444	0,1	2,00
97,0	97,2	-0,2	-0,206	0,1	2,00
100,0	100,0	0,0	0,000	0,1	2,00

Resultados da Calibração : Frequência Respiratória (Valores em BrPM)

Valor Nominal	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição	<i>k</i>
10,0	10,1	-0,1	-1,000	0,1	2,00
15,0	15,2	-0,2	-1,333	0,1	2,00
20,0	20,4	-0,4	-2,000	0,1	2,00
25,0	25,3	-0,3	-1,200	0,1	2,00
30,0	30,4	-0,4	-1,333	0,1	2,00
60,0	60,4	-0,4	-0,667	0,1	2,00
80,0	80,5	-0,5	-0,625	0,1	2,00

A reprodução deste certificado só poderá ser total e depende da aprovação por escrito da LRM Metrologia.

Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à calibração nas condições especificadas, não sendo extensivo a qualquer lote.

1. DADOS DO INSTRUMENTO

Instrumento : ANALISADOR DE FLUXO DE GÁS
Marca : Fluke Biomedical
Modelo : VT900A
Identificação : Não especificado
Número de série : 5096872
Data da Calibração : 30/10/2020
Próxima Calibração : Determinado pelo cliente
Data da Emissão : 30/10/2020 Local da Calibração: Laboratório AMP
Ordem de Serviço: I577-20

2. DADOS GERAIS

Contratante : MEDICALWAY EQUIPAMENTOS MÉDICOS LTDA
Endereço : Rodovia BR-277 - Curitiba-Ponta Grossa, 3931 - Mossunguê - São Paulo - SP
Interessado : FUNDAÇÃO FACULDADE DE MEDICINA
Endereço : Avenida Rebouças, 381 - Jardim Paulista - São Paulo - SP

3. CONDIÇÕES AMBIENTAIS DURANTE A CALIBRAÇÃO

Temperatura do Ar : 20°C ± 0,2°C
Umidade Relativa do Ar : 63,3% ± 2%

4. PADRÃO(ÕES) UTILIZADO(S)

Descrição	Identificação	Certificado n.º	Órgão Calibrador	Validade
Manovacuômetro Digital	AMP-051	CAL-186169/20	ABSI-RBC	Junho/2022
Medidor de Vazão	AMP-030	CAL-099/19	AMP-Lab	Dezembro/2021
Manômetro Digital	AMP-029	LP-248538	Escala-RBC	Fevereiro/2022
Analisador Gases Anestésicos	AMP-038	CAL-100/19	AMP-Lab	Dezembro/2021
Cronômetro Digital	AMP-025	LV05898-00496-20-R0	Visomes-RBC	Janeiro/2022

5. PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO:

O instrumento foi calibrado conforme procedimento PCH-06 revisão 00 / PCP-02 revisão 00. A calibração de fluxo é executada por comparação com o Analisador de Fluxo. A calibração de pressão é executada através de comparação com os manômetros padrões. A calibração de volume é executada através do cálculo ($V=Q*t$), utilizando o cronômetro padrão e o fluxômetro padrão. A calibração do oxigênio foi através do cilindro de O_2 junto com misturador de gás, comparando indicação do instrumento e padrão.

Os resultados apresentados neste certificado foram determinados pela média de três medições.

A incerteza expandida relatada é baseada em uma incerteza padronizada combinada, multiplicada por um fator de abrangência $k=2$, para um nível de confiança de aproximadamente 95,45%.

Assinado de forma
digital por ANDRE
RODRIGO RISERIO DO
BONFIM:29397767844



Técnico Executante: Anderson Santos

André R. R. Bonfim
Gerente Técnico

AMP Metrologia e Manutenção de Equipamentos – EIRELI
Rua Caramuru, 417 – Conj. 35 – Saúde - São Paulo – SP – CEP: 04138-001
(11) 3567-5305 | (11) 3567-5309
www.ampmetrologia.com.br
comercial@ampmetrologia.com.br

Resultados da Calibração : - Fluxo - (valores em L/min)

Valor Nominal no Instrumento	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição (±)	k
0,5	0,500	0,000	0,00	0,0008	2,00
1,0	1,000	0,000	0,00	0,0008	2,00
1,5	1,500	0,000	0,00	0,0008	2,00
2,0	2,000	0,000	0,00	0,0008	2,00
2,5	2,500	0,000	0,00	0,0008	2,00
3,0	3,000	0,000	0,00	0,0008	2,00
3,5	3,499	0,001	0,03	0,0008	2,00
4,0	3,999	0,001	0,02	0,0008	2,00
5,0	4,999	0,001	0,02	0,0008	2,00
6,0	5,999	0,001	0,02	0,0008	2,00
7,0	6,999	0,001	0,01	0,0008	2,00
8,0	7,999	0,001	0,01	0,0008	2,00
9,0	8,997	0,003	0,03	0,0008	2,00
10,0	9,997	0,003	0,03	0,0012	2,00
11,0	10,998	0,002	0,02	0,0012	2,00
12,0	11,998	0,002	0,02	0,0012	2,00
13,0	12,999	0,001	0,01	0,0012	2,00
14,0	13,998	0,002	0,01	0,0012	2,00
15,0	14,996	0,004	0,03	0,0012	2,00
16,0	15,997	0,003	0,02	0,0012	2,00
18,0	17,998	0,002	0,01	0,0015	2,00
20,0	19,998	0,002	0,01	0,0015	2,00
25,0	24,988	0,012	0,05	0,0015	2,00
30,0	29,912	0,088	0,29	0,0018	2,00
35,0	34,925	0,075	0,21	0,0018	2,00
40,0	39,921	0,079	0,20	0,0018	2,00
50,0	49,878	0,122	0,24	0,0018	2,00
60,0	59,867	0,133	0,22	0,003	2,00
70,0	69,833	0,167	0,24	0,003	2,00
80,0	79,823	0,177	0,22	0,003	2,00
90,0	89,789	0,211	0,23	0,003	2,00
100	99,756	0,244	0,24	0,003	2,00
150	149,786	0,214	0,14	0,003	2,00
200	199,711	0,289	0,14	0,005	2,00
250	249,632	0,368	0,15	0,005	2,00
280	279,498	0,502	0,18	0,005	2,00

AMP Metrologia e Manutenção de Equipamentos – EIRELI

Rua Caramuru, 417 – Conj. 35 – Saúde - São Paulo – SP – CEP: 04138-001

(11) 3567-5305 | (11) 3567-5309

www.ampmetrologia.com.br

comercial@ampmetrologia.com.br

Resultados da Calibração : Pressão Diferencial - (valores em mmHg)

Valor Nominal no Instrumento	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição (±)	k
-100,000	-100,010	0,010	-0,010	0,08	2,00
-90,000	-90,007	0,007	-0,008	0,08	2,00
-70,000	-70,012	0,012	0,000	0,08	2,00
-30,000	-30,011	0,011	-0,037	0,08	2,00
-25,000	-25,003	0,003	-0,012	0,08	2,00
-20,000	-20,005	0,005	-0,025	0,08	2,00
-15,000	-15,013	0,013	-0,087	0,08	2,00
-10,000	-10,005	0,005	-0,050	0,08	2,00
10,000	10,003	-0,003	-0,030	0,08	2,00
15,000	15,006	-0,006	-0,040	0,08	2,00
20,000	20,008	-0,008	-0,040	0,08	2,00
25,000	25,005	-0,005	-0,020	0,08	2,00
30,000	30,008	-0,008	-0,027	0,08	2,00
70,000	70,011	-0,011	-0,016	0,08	2,00
90,000	90,014	-0,014	-0,016	0,08	2,00
100,000	100,010	-0,010	-0,010	0,08	2,00

Resultados da Calibração : Alta Pressão - (valores em PSI)

Valor Nominal no Instrumento	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição (±)	k
10,00	10,00	0,00	0,000	0,01	2,00
12,00	12,00	0,00	0,000	0,01	2,00
14,00	14,00	0,00	0,000	0,01	2,00
15,00	15,00	0,00	0,000	0,01	2,00
20,00	20,00	0,00	0,000	0,01	2,00
21,00	21,00	0,00	0,000	0,01	2,00
25,00	25,00	0,00	0,000	0,02	2,00
28,00	28,00	0,00	0,000	0,02	2,00
30,00	30,01	-0,01	-0,033	0,02	2,00
35,00	35,01	-0,01	-0,029	0,02	2,00
40,00	40,01	-0,01	-0,025	0,02	2,00
50,00	50,01	-0,01	-0,020	0,02	2,00
60,00	60,02	-0,02	-0,033	0,02	2,00
70,00	70,02	-0,02	-0,029	0,02	2,00
80,00	80,02	-0,02	-0,025	0,02	2,00
90,00	90,02	-0,02	-0,022	0,02	2,00

AMP Metrologia e Manutenção de Equipamentos – EIRELI

Rua Caramuru, 417 – Conj. 35 – Saúde - São Paulo – SP – CEP: 04138-001

(11) 3567-5305 | (11) 3567-5309

www.ampmetrologia.com.br

comercial@ampmetrologia.com.br

Resultados da Calibração : Pressão MAP - (valores em cmH2O)

Valor Nominal no Instrumento	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição (±)	k
10,00	10,00	0,00	0,000	0,01	2,00
15,00	15,00	0,00	0,000	0,01	2,00
20,00	20,01	-0,01	-0,050	0,01	2,00
30,00	30,01	-0,01	-0,033	0,01	2,00

Resultados da Calibração : Pressão IPP - (valores em cmH2O)

Valor Nominal no Instrumento	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição (±)	k
10,00	10,00	0,00	0,000	0,01	2,00
15,00	15,00	0,00	0,000	0,01	2,00
20,00	20,01	-0,01	-0,050	0,01	2,00
30,00	30,02	-0,02	-0,067	0,01	2,00

Resultados da Calibração : Pressão PIP - (valores em cmH2O)

Valor Nominal no Instrumento	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição (±)	k
10,00	10,00	0,00	0,000	0,01	2,00
16,00	16,00	0,00	0,000	0,01	2,00
20,00	20,01	-0,01	-0,050	0,01	2,00
25,00	25,01	-0,01	-0,040	0,01	2,00
30,00	30,02	-0,02	-0,067	0,01	2,00
35,00	35,02	-0,02	-0,057	0,01	2,00
40,00	40,03	-0,03	-0,075	0,01	2,00

Resultados da Calibração : Pressão PEEP - (valores em cmH2O)

Valor Nominal no Instrumento	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição (±)	k
3,00	3,00	0,00	0,000	0,01	2,00
5,00	5,00	0,00	0,000	0,01	2,00
10,00	10,00	0,00	0,000	0,01	2,00
15,00	15,00	0,00	0,000	0,01	2,00

AMP Metrologia e Manutenção de Equipamentos – EIRELI

Rua Caramuru, 417 – Conj. 35 – Saúde - São Paulo – SP – CEP: 04138-001

(11) 3567-5305 | (11) 3567-5309

www.ampmetrologia.com.br

comercial@ampmetrologia.com.br

Resultados da Calibração : Volume - (valores em ml)

Valor Nominal no Instrumento	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição (±)	k
50,0	49,9996	0,0004	0,001	0,0001	2,00
100,0	99,9989	0,0011	0,001	0,0001	2,00
200,0	199,997	0,003	0,001	0,001	2,00
300,0	299,998	0,002	0,001	0,002	2,00
400,0	399,996	0,004	0,001	0,002	2,00
500,0	499,997	0,003	0,001	0,01	2,00
600,0	599,998	0,002	0,000	0,01	2,00
700,0	699,999	0,001	0,000	0,01	2,00
750,0	749,998	0,002	0,000	0,01	2,00
800,0	799,997	0,003	0,000	0,01	2,00
1000,0	999,99	0,01	0,001	0,01	2,00
1500,0	1499,99	0,01	0,001	0,01	2,00

Resultados da Calibração : Tempo Expiratório - Te (valores em s)

Valor Nominal no Instrumento	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição (±)	k
0,50	0,50	0,00	0,00	0,03	2,00
0,60	0,60	0,00	0,00	0,03	2,00
1,00	1,00	0,00	0,00	0,03	2,00
1,20	1,20	0,00	0,00	0,03	2,00
1,50	1,50	0,00	0,00	0,03	2,00
2,00	2,01	-0,01	-0,50	0,03	2,00

Resultados da Calibração : Tempo Inspiratório - Ti (valores em s)

Valor Nominal no Instrumento	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição (±)	k
0,50	0,50	0,00	0,00	0,03	2,00
0,60	0,60	0,00	0,00	0,03	2,00
1,00	1,00	0,00	0,00	0,03	2,00
1,20	1,20	0,00	0,00	0,03	2,00
1,50	1,50	0,00	0,00	0,03	2,00
2,00	2,01	-0,01	-0,50	0,03	2,00

AMP Metrologia e Manutenção de Equipamentos – EIRELI

Rua Caramuru, 417 – Conj. 35 – Saúde - São Paulo – SP – CEP: 04138-001

(11) 3567-5305 | (11) 3567-5309

www.ampmetrologia.com.br

comercial@ampmetrologia.com.br

Resultados da Calibração : Oxigênio - (Valores em % O₂)

Valor Nominal no Instrumento	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição (±)	k
21,0	21,00	0,00	0,000	0,05	2,00
25,0	25,00	0,00	0,000	0,05	2,00
40,0	40,00	0,00	0,000	0,05	2,00
45,0	45,02	-0,02	-0,044	0,05	2,00
50,0	50,03	-0,03	-0,060	0,05	2,00
60,0	60,03	-0,03	-0,050	0,05	2,00
70,0	70,05	-0,05	-0,071	0,05	2,00
80,0	80,07	-0,07	-0,087	0,05	2,00
99,0	99,08	-0,08	-0,081	0,05	2,00
100,0	99,97	0,03	0,030	0,05	2,00

Resultados da Calibração : Frequência Respiratória - (Valores em BPM)

Valor Nominal no Instrumento	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição (±)	k
5	5,00	0,00	0,000	0,08	2,00
10	10,00	0,00	0,000	0,08	2,00
15	15,00	0,00	0,000	0,08	2,00
20	20,00	0,00	0,000	0,08	2,00
25	25,02	-0,02	-0,080	0,08	2,00
30	30,02	-0,02	-0,067	0,08	2,00
35	35,01	-0,01	-0,029	0,08	2,00
40	40,02	-0,02	-0,050	0,08	2,00
45	45,01	-0,01	-0,022	0,08	2,00
50	50,03	-0,03	-0,060	0,08	2,00

Resultados da Calibração : Gases Anestesicos - (Valores em %)

% N2O				
Valor Convencional	Valor Indicado	Erro	Incerteza de Medição	k
25	25,0	0,0	0,1	2,00
50	50,0	0,0	0,1	2,00
75	74,9	-0,1	0,1	2,00

% Sevoflurano				
Valor Convencional	Valor Indicado	Erro	Incerteza de Medição	k
0,50	0,5	0,00	0,1	2,00
0,98	0,9	-0,08	0,1	2,00
1,50	1,4	-0,10	0,1	2,00
1,98	2,1	0,12	0,1	2,00
2,45	2,3	-0,15	0,1	2,00
2,98	3,1	0,12	0,1	2,00
3,50	3,6	0,10	0,1	2,00
4,00	4,3	0,30	0,1	2,00
6,00	6,4	0,40	0,1	2,00
8,00	8,5	0,50	0,1	2,00

% Isoflurano				
Valor Convencional	Valor Indicado	Erro	Incerteza de Medição	k
0,50	0,5	0,00	0,1	2,00
0,98	1,2	0,22	0,1	2,00
1,50	1,6	0,10	0,1	2,00
1,98	2,3	0,32	0,1	2,00
2,45	2,6	0,15	0,1	2,00
2,98	3,2	0,22	0,1	2,00
3,50	3,5	0,00	0,1	2,00
4,00	4,1	0,10	0,1	2,00
5,00	5,2	0,20	0,1	2,00
6,00	6,2	0,20	0,1	2,00

etCO ₂				
Valor Convencional % CO ₂	Valor Indicado % CO2	Erro % CO2	U % CO2	k
5,00	5,1	0,1	0,1	2,00
9,01	9,0	0,0	0,1	2,00

AMP Metrologia e Manutenção de Equipamentos – EIRELI

Rua Caramuru, 417 – Conj. 35 – Saúde - São Paulo – SP – CEP: 04138-001

(11) 3567-5305 | (11) 3567-5309

www.ampmetrologia.com.br

comercial@ampmetrologia.com.br

Resultados da Calibração : - Ultra Baixo Fluxo - (valores em mL/min)

Valor Nominal no Instrumento	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição (±)	k
1,0	1	0	0,00	0,5	2,00
5,0	5	0	0,00	0,5	2,00
10,0	10	0	0,00	0,5	2,00
20,0	20	0	0,00	0,5	2,00
50,0	50	0	0,00	0,5	2,00
100,0	100	0	0,00	0,5	2,00
200,0	201	-1	-0,50	0,5	2,00
400,0	401	-1	-0,25	0,5	2,00
600,0	601	-1	-0,17	0,5	2,00

Resultados da Calibração : Ultra Baixa Pressão - (valores em mbar)

Valor Nominal no Instrumento	Valor Convencional	Erro	Erro Percentual (%)	Incerteza de Medição (±)	k
2,000	2,001	-0,001	-0,050	0,002	2,00
4,000	4,001	-0,001	-0,025	0,002	2,00
6,000	6,002	-0,002	-0,033	0,002	2,00
8,000	8,004	-0,004	-0,050	0,002	2,00