



UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
CAMPUS I
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TECNOLOGIA EM SAÚDE

ANDRÉ TEIXEIRA SILVA

**DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA DETECÇÃO DE MONÓXIDO DE
CARBONO EM SISTEMA DE ANESTESIA**

CAMPINA GRANDE – PB

2021

ANDRÉ TEIXEIRA SILVA

**DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA DETECÇÃO DE MONÓXIDO DE
CARBONO EM SISTEMA DE ANESTESIA**

Dissertação apresentada ao Mestrado em Ciência e Tecnologia em Saúde da Universidade Estadual Paraíba – UEPB como pré-requisito para obtenção do título de Mestre em Ciência e Tecnologia em Saúde.

Orientadora: Prof.^a Dra. Giselda Felix Coutinho

Coorientação: Prof. Dr. Paulo Eduardo e Silva Barbosa

CAMPINA GRANDE – PB

2021

É expressamente proibido a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano do trabalho.

S586d Silva, André Teixeira.
Desenvolvimento de dispositivo para detecção de monóxido de carbono em sistema de anestesia [manuscrito] / André Teixeira Silva. - 2021.
83 p. : il. colorido.

Digitado.

Dissertação (Mestrado em Profissional em Ciência e Tecnologia em Saúde) - Universidade Estadual da Paraíba, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa, 2021.

"Orientação : Profa. Dra. Giselda Félix Coutinho, Coordenação do Curso de Fisioterapia - CCBS."

1. Monóxido de carbono. 2. Anestesia com circuito fechado. 3. Intoxicação. 4. Modelo MQ-8. I. Título

21. ed. CDD 600

ANDRÉ TEIXEIRA SILVA

**DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA DETECÇÃO DE MONÓXIDO DE
CARBONO EM SISTEMA DE ANESTESIA**

Dissertação apresentada ao Mestrado em Ciência e Tecnologia em Saúde da Universidade Estadual Paraíba – UEPB como pré-requisito para obtenção do título de Mestre em Ciência e Tecnologia em Saúde.

Aprovação em 02/03/2021

BANCA EXAMINADORA

Giselda Félix Coutinho

Prof. Dra. Giselda Félix Coutinho

Orientador

Dawy

Prof. Dr. Dawy Keyson de Araújo Almeida

1º Examinador - Professor convidado UFPB

Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro

Prof. Dra. Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro

2º Examinador – Professora UEPB

DEDICATÓRIA

A Deus,

Que por meio de seu filho Jesus, resgatou-nos a qualidade de filhos.

Aos meus pais,

Pelo amor e ensino ao longo de toda minha vida.

A Jamilly,

Minha esposa virtuosa e minha melhor metade.

A Gabriel e Arthur,

Meus filhos, presentes de Deus para nossas vidas.

A Ricardo,

Meu irmão gêmeo, que nunca me deixou desistir.

AGRADECIMENTOS

À Prof.^a Dra. Giselda Félix Coutinho, muito além de orientadora, uma maestrina no conhecimento e uma amiga para as horas certas e incertas.

Ao Nutes da UEPB, um lugar de primazia, que me proporcionou ampliar sobremaneira os horizontes do saber.

Aos professores Dr. Dawy Keyson de Araújo Almeida e Dra. Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro, que – ao aceitarem compor a banca – abraçaram esse projeto; e cujas presenças e orientações enalteceream extraordinariamente esse sonho.

Aos colegas do mestrado, pela parceria.

Aos técnicos de laboratório e de computação envolvidos no auxílio da realização desse projeto.

À toda minha família, fonte inesgotável de amor e suporte nos momentos difíceis.

"Por isso não tema, pois estou com você; não tenha medo, pois sou o seu Deus. Eu o fortalecerei e o ajudarei; Eu segurarei com minha mão direita vitoriosa."

Isaías 41:10

RESUMO

O monóxido de carbono (CO) tem alta afinidade pela Hemoglobina (HB) e concentrações acima de 0,1% produzem toxicidade, com repercussões em diferentes órgãos e sistemas. Durante a anestesia geral, o paciente estará sobre a ação de diferentes tipos de drogas venosas e inalatórias, que retiram a consciência, produzem um relaxamento muscular e o bloqueio das respostas autonômicas. Como todos os anestésicos inalatórios podem sofrer degradação pela cal sodada, a produção de CO poderá ocorrer de forma endógena e/ou exógena, gradual ou dramática; em qualquer paciente que esteja sob anestesia geral. Esta intoxicação, traduzir-se-á tanto em complicações no transporte de oxigênio – reduzindo a taxa de extração tecidual periférica à nível celular –, quanto alterações intracelulares diretas. Todas estas contribuirão para o aparecimento de diferentes repercussões sistêmicas perioperatórias e/ou tardias. A ausência de sinais e sintomas claros, de exames laboratoriais precisos e equipamento de monitorização específico para esse tipo de intoxicação, dificulta tanto o diagnóstico precoce e preciso, quanto seu tratamento em tempo hábil. Diante do exposto, almejou-se com este estudo, avaliar a capacidade de detecção do monóxido de carbono (CO) no circuito de anestesia através de um protótipo. Para tanto, o trabalho foi dividido em quatro fases: (1) estudo e desenvolvimento de um dispositivo de detecção de níveis de monóxido de carbono (CO); (2) posicionamento do sensor de monóxido de carbono na conexão em “Y”, usado no circuito de ventilação do Aparelho de Anestesia; (3) realização de estudo experimental controlado, com a injeção de concentrações conhecidas de monóxido de CO no sistema circular, para testes de eficiência e funcionalidade do protótipo proposto; (4) medição quantitativa dos níveis de CO no sistema de ventilação. As etapas do trabalho foram desenvolvidas em laboratórios especializados. Ressalta-se que, por não se tratar de pacientes reais, a funcionalidade do dispositivo deu-se a partir de ensaios simulados, utilizando-se, como fonte de monóxido de carbono, uma reação química conhecida e mensurável, responsável pela produção deste gás. Apenas na terceira versão do experimento, foi obtido o protótipo final. Os resultados obtidos nos experimentos demonstraram que o protótipo apresentou funcionalidade e eficiência, uma vez que efetivou leitura em poucos segundos, com a quantificação dentro do especificado pelo fabricante do sensor. Conclui-se, portanto que este trabalho se constitui em passos na direção de contribuir com a carência de dados e a escassez de pesquisas que estabeleçam embasamento quanto aos níveis de segurança e tolerância humana ao CO, em procedimento de anestesia.

Palavras-chave: Monóxido de Carbono. Anestesia com Circuito Fechado. Intoxicação por monóxido de carbono.

ABSTRACT

Carbon monoxide (CO) has a high affinity for hemoglobin (HB) and concentrations above 0.1% produce toxicity, with repercussions on different organs and systems. During general anesthesia, the patient will be under the action of different types of venous and inhaled drugs, which withdraw consciousness, produce muscle relaxation and block autonomic responses. As all inhaled anesthetics can be degraded by soda lime, CO production may occur endogenously and / or exogenously, gradually or dramatically; in any patient who is under general anesthesia. This intoxication will translate into complications in oxygen transport - reducing the rate of peripheral tissue extraction at the cellular level - and direct intracellular changes. All of these will contribute to the appearance of different perioperative and / or late systemic repercussions. The absence of clear signs and symptoms, accurate laboratory tests and specific monitoring equipment for this type of intoxication, makes both early and accurate diagnosis and timely treatment difficult. Given the above, the aim of this study was to evaluate the ability to detect carbon monoxide (CO) in the anesthesia circuit using a prototype. To this end, the work was divided into four phases: (1) study and development of a device for detecting carbon monoxide (CO) levels; (2) positioning the carbon monoxide sensor in the “Y” connection, used in the ventilation circuit of the Anesthesia Machine; (3) carrying out a controlled experimental study, with the injection of known concentrations of CO monoxide in the circular system, for tests of efficiency and functionality of the proposed prototype; (4) quantitative measurement of CO levels in the ventilation system. The stages of the work were developed in specialized laboratories. It is noteworthy that, since these are not real patients, the functionality of the device was based on simulated tests, using, as a source of carbon monoxide, a known and measurable chemical reaction, responsible for the production of this gas. Only in the third version of the experiment, the final prototype was obtained. The results obtained in the experiments demonstrated that the prototype showed functionality and efficiency, since it performed reading in a few seconds, with the quantification within that specified by the sensor manufacturer. It is concluded, therefore, that this work consists of steps in the direction of contributing to the lack of data and the scarcity of research that establish a foundation regarding the levels of safety and human tolerance to CO, in the anesthesia procedure.

Key words: Carbon Monoxide. Anesthesia Closed Circuit. Carbon monoxide poisoning.

LISTA DE ABREVIATURAS E/OU SIGLAS

Al₂O₃	Óxido de Alumínio
A0	Sinal Analógico
C	Carbono
°C	Grau Celsius
CaCO₃	Carbonato de Cálcio
Ca(OH)₂	Hidróxido de Cálcio
CI	Circuito Integrado
CH₄	Metano
C₂H₆O	Etanol
C₃H₈	Propano
C₄H₁₀	Butano
C₃₁H₄₂N₃	Violeta de etila
$\tilde{\text{C}}\text{O}$	Monóxido de carbono
CO₂	Dióxido de Carbono
COHb	Carboxihemoglobina
Cu	Cobre
DC	Tensão Contínua
D0	Sinal Digital
ERO	Espécies Reativas de Oxigênio
FGF	Fluxo de Gases Frescos
g	grama
GND	Pino Inferior Direito
GLP	Gás Liquefeito de Petróleo
HB	Hemoglobina
HbO₂	Oxihemoglobina

HO-1	Heme Oxigenase
H₂O	Água
H₂CO₃	Ácido Carbônico
KJ	<i>Kilojoules</i>
LABEC	Laboratório de Ensino de Ciências
mA	<i>Miliampère</i>
MPO	Mieloperoxidase
MBP	Proteína Básica de Mielina
MQ/MQ-	Sensor de Gás
•NO	Óxido Nítrico
N₂O	Óxido Nitroso
Na₂CO₃	Carbonato de Sódio
NaOH	Hidróxido de Sódio
NAHPH	Redutase
NDMA	Receptores N-metil-D-Aspartato
Ni-Cr	Níquel-Cromo
NIOSH	<i>National Institute for Occupational Safety and Health</i>
NMDA	N-metil-D-aspartato
NUTES	Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde
O₂	Oxigênio
O₂•	Radical Superóxido
ONOO•	Peroxinitrito
PEEP	<i>Positive End-Expiratory Pressure</i>
PB	Paraíba
PC	<i>Personal Computer</i>
PCI	<i>Peripheral Component Interconnect</i>
pH	Potencial Hidrogeniônico

PRPGP	Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa
PPGCTS	Programa de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologia em Saúde
PO₂	Concentração de Oxigênio
ppm	Partes por milhão
Pt	Platina
RL	Carga Resistiva e indutiva
R'/R0	Relação de Resistência do Sensor
SBA	Sociedade Brasileira de Anestesiologia
SNT	Sequela Neurológica Tardia
SnO₂	Óxido de Estanho
SpO₂	Saturação de Oxigênio no Oxímetro de Pulso
U	Umidade
UEPB	Universidade Estadual da Paraíba
UFPB	Universidade Federal da Paraíba
UTI's	Unidades de Terapia Intensiva
V	volt
VC	Tensão de Teste
VCC	<i>Voltage</i> DirectCurrent
Vcc	Pino Superior Esquerdo
VH	Tensão de Aquecimento
VRL	Tensão na carga
XD	Xantina Desidrogenase
XO	Xantina Oxidase
ΔQ	Quantidade de Calor
ΔH	Variação de Entalpia

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Fisiopatologia do monóxido de carbono na hemoglobina e mitocôndria.....	22
Figura 2.	Efeito da carboxihemoglobina no transporte e liberação de oxigênio.....	22
Figura 3.	Esquema responsável pelas Sequelas Neurológicas Tardias (SNT).....	24
Figura 4.	Estação de Anestesia Apollo, <i>Dräger (CourtesyofDräger, Lübeck, Germany.)</i> (A), Vista frontal com descrição dos componentes (B).	25
Figura 5.	Circuito circular de administração de anestesia inalatória (A), Circuito ventilatório de anestesia geral (B).....	27
Figura 6.	Componentes do sistema circular.....	28
Figura 7.	Sistema de eliminação do gás anestésico. Fluxo de gases frescos (FGF) levado até o paciente pelo ramo inspiratório (A), Gases são levados do paciente para o absorvedor de CO ₂ (B) (Fase expiratória).....	29
Figura 8.	Disposição dos Grânulos da cal sodada no interior do Canister (A), Posicionamento no circuito fechado de anestesia (B).....	30
Figura 9.	Degradação de Anestésicos Inalatórios e produção de monóxido de carbono...	31
Figura 10.	Processo de degradação estrutural do absorvedor da condição incolor ao violeta de etila.....	32
Figura 11.	Disposição aleatória de grânulos de cal sodada no interior do Canister. Coloração atípica (A), Coloração violeta predominantemente na parte inferior (B), Grânulos com sinais de exaustão dispersos entre grânulos aparentemente íntegros (C) e acomodação de grânulos de tamanho distintos, (D).....	33
Figura 12.	Efeito da carboxihemoglobina na saturação de oxigênio medida pelo oxímetro de pulso.	35
Figura 13.	Sensores da família MQ-X. Formato (A), Parte interna do encapsulamento (B).	36
Figura 14.	Disposição dos componentes dos sensores da família MQ-X.....	37
Figura 15.	Sensor de gases dióxido de carbono e monóxido de carbono MQ-8.....	38
Figura 16.	Comportamento do sensor MQ-8 à diferentes gases.....	39
Figura 17.	Sensor de gás monóxido de carbono MQ-9.....	40
Figura 18.	Comportamento do sensor MQ-9 à diferentes gases.....	41
Figura 19.	Disposição do circuito fechado em um aparelho de anestesia (A), 2 ramos inspiratório e expiratório acoplado à conexão em “Y” (B).....	44
Figura 20.	Versão final do protótipo.....	46

Figura 21.	<i>Erlenmeyer</i> hermético utilizado para quantificação controlada de monóxido de carbono por reação estequiométrica.....	48
Figura 22.	Disposição da placa Arduino (1), Sensor de Monóxido de Carbono (2), <i>Display</i> de Leitura de Níveis de CO em ppm (3), <i>Buzzer</i> para sinal sonoro (4) e <i>Leds</i> de Sinal Pronto-leitura (verde) ou não pronto-leitura (vermelho) (5).....	50
Figura 23.	Disposição da placa Arduino UNO compondo o sistema de medição de CO com o sensor de CO disposto no circuito de fluxo do sistema de anestesia inalatório.....	50
Figura 24.	Influência do sensor MQ-9 a temperatura e umidade em suas medidas.....	54
Figura 25.	Disposição esquemática do sensor de monóxido de carbono dentro do sistema de fluxo do Aparelho de Anestesia por Fluxo.....	56
Figura 26.	Medidas simuladas da concentração de CO de simples aferição do medidor protótipo.....	58
Figura A1	Disposição do arcabouço e fonte de alimentação.....	68
Figura A2	Encaixe da fonte de alimentação do sensor.....	68
Figura A3	Sistema de captação do monóxido de carbono no processo de anestesia.....	69
Figura A4	Corte a laser da placa inicial (A), acabamento final (B).....	69
Figura A5	Instalação do display (A) e (B), concepção do protótipo (B).....	70
Figura A6	Circuito fechado do Sistema de anestesia. Sensor conectado a um dos ramos “Y” (A), Sensor introduzido no ramo “Y” (B).....	70
Figura A7	Esquema de adaptação na conexão em “Y”.....	71

LISTA DE QUADROS

Quadro 1.	Componentes dos sensores da família MQ-X.	37
Quadro 2.	Descrição de pinos utilizados na montagem do módulo MQ-9.	49

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	17
2	OBJETIVOS.....	20
2.1	Objetivo geral.....	20
2.2	Objetivos específicos.....	20
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	21
3.1	Características inerentes ao monóxido de carbono.....	21
3.2	Circuitos de anestesia.....	25
3.3	Absorvedores.....	29
3.4	Diagnóstico clínico relacionado ao acúmulo de monóxido de carbono...	34
3.5	Modelos de sensores de gás pertencente a família MQ.....	35
3.5.1	<i>Modelo MQ-8.....</i>	38
3.5.2	<i>Modelo MQ-9.....</i>	40
4	METODOLOGIA.....	43
4.1	Tipo de pesquisa.....	43
4.2	Local de desenvolvimento do protótipo.....	43
4.3	Concepção do projeto e construção do protótipo.....	43
4.4	Descrição do protótipo para detecção de monóxido de carbono em sistema de anestesia.....	44
4.4.1	<i>Estrutura básica.....</i>	46
4.4.2	<i>Hardware.....</i>	46
4.4.3	<i>Material Utilizado para efetuação dos experimentos de Medição de CO com o protótipo.....</i>	47
4.4.4	<i>Montagem do Circuito ligado Ao sensor MQ-9.....</i>	50
4.5	Avaliações do protótipo para detecção de monóxido de carbono em sistema de anestesia.....	51
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	53
5.1	Escolha do sensor e problemas encontrados.....	53

5.2	Simulações.....	55
5.3	Protótipo final.....	57
6	CONCLUSÕES.....	60
	REFERÊNCIAS.....	62
	APÊNDICES	67
	ANEXOS	72

1- INTRODUÇÃO

Os anestésicos inalatórios são os medicamentos mais comuns utilizados em anestesia geral. Com apenas uma fração de um anestésico volátil adicionado ao oxigênio na mistura gasosa no ramo de inspiração, o paciente atinge um estado de inconsciência e amnésia. Este, quando combinado com outros adjuvantes intravenosos, como opióides, hipnóticos e relaxantes musculares, produzem uma técnica combinada, que resulta em analgesia, sedação e/ou hipnose e amnésia (BARASH *et al.*, 2017).

Segundo Yamanaka (2019), a exposição a elevadas concentrações de resíduos de gases anestésicos por um curto período, ou em condições de exposições a baixas concentrações por períodos de tempo mais longos, podem causar diversas doenças nos seres humanos. Em decorrência disso, a *NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health)* recomenda, como limite de exposição de curto tempo (1 hora), a concentração de 2 ppm para gases anestésicos halogenados para minimizar os riscos na saúde.

O surgimento de absorvedores de Dióxido de Carbono (CO_2), para utilização no sistema respiratório dos aparelhos de anestesia, permitiu, como vantagens, não só a redução do consumo de anestésico e gases – como o oxigênio –, mais também reduziu o risco de hipotermia, mantendo a temperatura corporal do paciente e amortizando a poluição da sala de cirurgia (BRAZ *et al.*, 2017).

De acordo com Hönemann e Mierke (2016), o emprego de absorvedores de Dióxido de Carbono (CO_2) compõe um requisito básico para a realização de anestesia com baixo fluxo de gás fresco, em que os gases não utilizados e o anestésico presente no ar expirado pelo paciente são reutilizados no gás de inalação. O absorvedor de dióxido de carbono, ligar-se-á ao dióxido de carbono expirado, retirando-o quimicamente do circuito de reinalação, gerando calor (ΔQ) e umidade (U); ajudando a condicionar o gás respiratório no circuito. Entretanto, a exposição ao Monóxido de Carbono (CO) pode ocorrer durante à anestesia geral, secundário à degradação volátil do anestésico inalatório por absorvedores de dióxido de carbono (CO_2), bem como pela produção endógena, podendo ocorrer a intoxicação por Monóxido de Carbono.

Para Passagli (2013), o Monóxido de Carbono é um gás altamente tóxico, incolor, inodoro e levemente solúvel em água. Sua afinidade pela hemoglobina é de 200 a 250 vezes maior que a do oxigênio, sendo assim, uma pequena quantidade de CO inspirado pode levar a uma intoxicação rápida e despercebida, ocasionando a formação de carboxihemoglobina

(COHb), que reduz a capacidade de transporte de oxigênio no sangue e a liberação de oxigênio nos tecidos, tornando-se de difícil reversão.

Segundo o mesmo autor, análises em gasometria arterial também não são consistentes com diagnóstico de CO, uma vez que a concentração de oxigênio (PO_2) tende a ser normal, pois esse reflete o oxigênio dissolvido no sangue e esse processo não é afetado pelo CO; apenas o O_2 ligado à hemoglobina – que normalmente é de 98% estará reduzido.

Pacientes submetidos à anestesia geral, e, conseqüentemente em ventilação mecânica, tornar-se-á extremamente desafiador o diagnóstico de intoxicação por CO, uma vez que existem vários fatores que dificultam, a saber: não haverá sintomas, uma vez que o paciente estará em uma espécie de coma induzido; os parâmetros de monitorização mínimos determinados pela Sociedade Brasileira de Anestesiologia (SBA) para pacientes submetidos à anestesia geral – monitorização cardíaca contínua em DII e V (para detecção de arritmias e isquemia cardíaca), pressão arterial não invasiva, oximetria de pulso e capnografia em formato de onda – não são capazes de detectar a presença de CO. Além disso, a produção de CO durante a anestesia pode ser gradual ou dramática e há inúmeras condições que podem apresentar-se isolada ou concomitantemente, acarretando sérios riscos ao paciente.

Apesar das advertências evidenciadas na literatura quanto aos potenciais efeitos tóxicos relacionados à exposição ao monóxido de carbono, devido a escassez de pesquisas que avaliem com propriedade esse intento, não existem limites precisos estabelecidos para detectar e quantificar precocemente sua presença e gravidade durante o procedimento de anestesia geral.

A criação de um dispositivo capaz de, não só detectar sua presença, mais também quantificar em partes por milhão (ppm) embarcado no sistema de ventilação mecânica – nos pacientes sob anestesia geral e pacientes em Unidades de Terapia Intensiva (UTI's), mostra-se valioso e justificável, pois a detecção precoce de CO é extremamente importante para, não só prevenir a intoxicação pelo CO, mais também acompanhar em tempo real todo processo.

Logo, essa pesquisa se justifica mediante os benefícios mencionados acima, pois não só auxiliará em um diagnóstico de intoxicação por CO precocemente, mas também servirá como importante ferramenta para auxiliar nos estudos futuros.

Partindo dessa ideia, o presente trabalho objetivou contribuir com mais informações nessa linha de pesquisa, sendo distribuídos em cinco tópicos. O primeiro deles (4.1) trata das características inerentes ao Monóxido de Carbono (CO), apresentando formas de gênese e estudos relacionados aos seus efeitos positivos e negativos durante os processos de anestesia geral. O tópico seguinte (4.2) descreve os circuitos de anestesia, abordando suas complexidades.

O terceiro tópico (4.3) desse trabalho traz informações sobre os absorvedores, apresentando sua composição, fases etc. O quarto tópico (4.4) faz alusão a um diagnóstico clínico relacionado ao acúmulo de monóxido de carbono, quando em condições de exposição do paciente por curtos ou longos períodos. No último tópico (4.5) se avaliam sensores e posteriores modelos, dando-se a conhecer suas aplicabilidades. Para todos os tópicos, escolheu-se o monóxido de carbono como gás a ser explorado, por sua importância mundial no setor de anestesia geral em se tratando de intoxicação por exposição.

2- OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Avaliar através do protótipo, a capacidade de detecção do monóxido de carbono (CO) no sistema de anestesia.

2.2 Objetivos específicos

- Projetar um sistema *hardware/software* Arduino®, capaz de medir e detectar em partes por milhão (ppm) a concentração de monóxido de carbono que eventualmente encontra-se presente em uma câmara de fluxo de gases.
- Adaptar o sensor/medidor de monóxido de carbono, compatível ao circuito de fluxo de gases de um Sistema de Anestesia de Fluxo.
- Avaliar potencialidade de uso do Sistema medidor de monóxido de carbono embarcado no Sistema de Anestesia para medição em laboratório.
- Analisar – a partir de experimento controlado – a concentração de monóxido de carbono no sistema de ventilação.

3 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

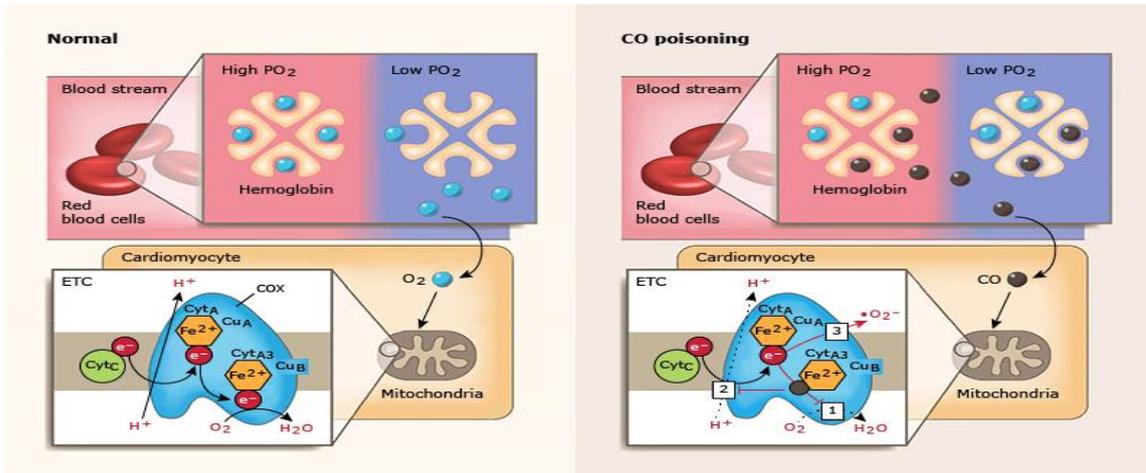
3.1 Características inerentes ao monóxido de carbono (CO)

O monóxido de carbono (CO) é um gás não inflamável, incolor, inodoro, insípido e não irritativo, causado pela combustão de hidrocarbonetos. Devido sua ligação à hemoglobina apresentar alta afinidade, quando comparado a afinidade do oxigênio, a intoxicação pelo monóxido de carbono causa alteração do transporte e utilização de oxigênio pelos tecidos. Suas manifestações clínicas dependem da quantidade e tempo de exposição (MANUAL DE TOXICOLOGIA CLÍNICA, 2017).

A intoxicação por monóxido de carbono, tem uma alta prevalência e representa uma das exposições tóxicas mais comuns em departamentos de emergência; este, por sua vez, poderá ocorrer por meio de exposição intencional (suicida) ou acidental. Normalmente, o monóxido de carbono está presente no ar em concentrações de 0,001% ou menos, com concentrações mais aumentadas em áreas urbanas. Um nível de exposição considerado admissível de monóxido de carbono é de até 0,05. A toxicidade, em geral, começa em níveis de 0,1%. Na intoxicação por monóxido de carbono, as concentrações de carboxihemoglobina são dependentes da concentração de monóxido de carbono e oxigênio no meio ambiente. Em pacientes não tabagistas saudáveis, os níveis de carboxihemoglobina podem ser de até 1 a 2%; em tabagistas, esses níveis podem ultrapassar de 10% (BRANDÃO NETO, 2018).

Após sua gênese – quer por degradação de anestésicos voláteis na cal sodada, quer por produção endógena –, difunde-se rapidamente através da membrana capilar, ligando-se a porção de ferro da heme – e outras porfirinas – com afinidade cerca de 240 vezes maior que a do oxigênio (JUNZHENG WU *et al.*, 2004; LASTER; ROTH; EGER, 2004). Uma vez ligada à heme, provoca uma mudança alostérica, reduzindo significativamente a capacidade de ligação do oxigênio nos outros sítios de ligação do oxigênio na heme. Esse processo acarreta uma importante redução no transporte de oxigênio para os tecidos periféricos (Figura 1).

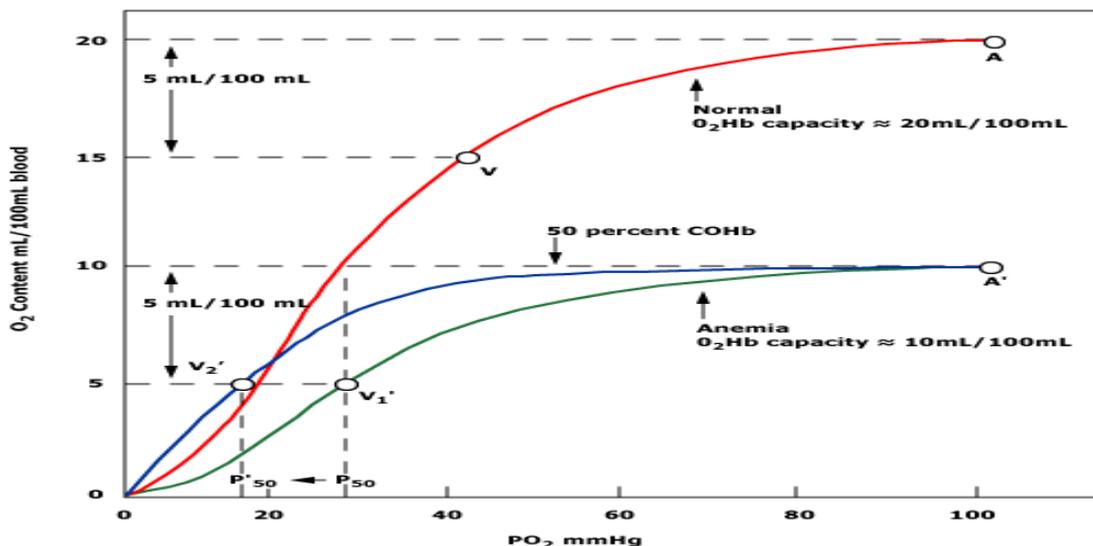
Figura 1. Fisiopatologia do monóxido de carbono na hemoglobina e mitocôndria.



Fonte: Traub e Burns, 2020.

Além de comprometer o transporte, o CO também interfere na utilização oxigênio pelas células nos tecidos periféricos. Neste caso, o CO atua desativando o citocromo redutase – efeito semelhante à ação do cianeto. Essas alterações provocam um desvio à esquerda da curva de dissociação da oxihemoglobina (HbO_2). O efeito da diminuição de liberação de oxigênio e seu uso para atender as necessidades metabólicas de produção energética ao nível celular, em todos os tecidos, faz com que as células iniciem um processo de metabolismo anaeróbico – um mecanismo compensatório para produção energética ao nível celular. Porém, esse mecanismo compensatório não só é incapaz de atender à demanda celular, como também induz a produção de acidose metabólica. Essa condição clínica é chamada de choque (TRAUB; BURNS, 2020) (Figura 2).

Figura 2. Efeito da carboxihemoglobina no transporte e liberação de oxigênio.



Fonte: Traub e Burns, 2020.

Aproximadamente 10 a 15% do CO ligam-se a moléculas, como, mioglobina, citocromos e NAHPH redutase – resultando em prejuízo da fosforilação oxidativa ao nível mitocondrial (THOM, 2008). A ligação do CO com essas moléculas apresenta meia-vida maior que a sua ligação à carboxihemoglobina (COHb) (Figura 2). Essa condição é bem documentada no coração, onde essa ligação do CO com as moléculas supracitadas produzem o chamado “atordoamento do miocárdio”, uma condição que produz sofrimento celular, ainda que haja oferta de adequada de oxigênio à nível celular. Essa lesão miocárdica aguda é frequente e está associada com aumento da mortalidade a longo prazo (BARASH *et al.*, 2013). Um estudo realizado por Tritapepe *et al.* (1998) demonstrou que, pacientes vítimas de intoxicação por CO, apresentaram evidências clínicas laboratoriais de isquemia miocárdica em aproximadamente 30% dos pacientes estudados; estes, por sua vez, apresentaram taxa de mortalidade a longo prazo de 24%.

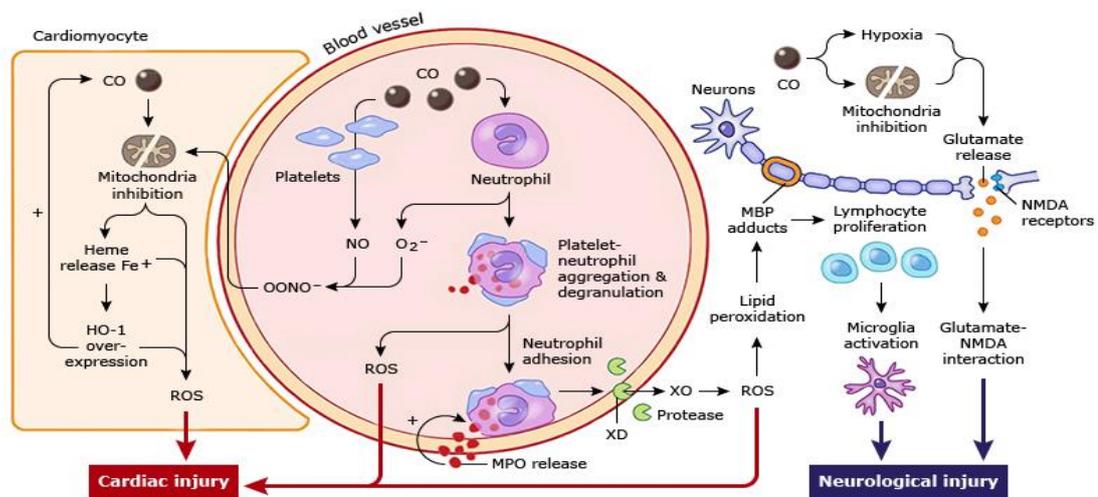
Outra condição associada à intoxicação pelo CO é conhecida como Sequela Neurológica Tardia (SNT). Esta, por sua vez, provavelmente envolve a peroxidação lipídica, ocorrendo eventos complexos, análogos aos que são observados no processo lesão de isquemia-reperfusão e exposição à peróxida. Esta complicação, caracteriza-se por ocorrer após a intoxicação, durante a recuperação da exposição ao CO. Nesse contexto, até 40% dos pacientes com intoxicação significativa ao CO podem apresentar SNT, que ocorrerá entre 3 a 240 dias após a intoxicação, ainda que o paciente apresente uma boa recuperação aparente (THOM *et al.*, 1995).

O CO também é responsável por mediar e provocar alterações no mecanismo inflamatório. Nesse caso, o CO provoca uma ativação das plaquetas, que deslocam o óxido nítrico plaquetário (NO) das hemoproteínas de superfície. O NO, então, vai reagir com os radicais livres de oxigênio (O_2^-), produzindo peroxinitrito ($ONOO^-$); este, por sua vez, agirá diretamente, inibindo a função mitocondrial e ativando plaquetas e neutrófilos. Uma vez inibidas, as mitocôndrias iniciarão uma produção adicional de espécies reativas de oxigênio (ERO), responsáveis pela liberação de heme livre que, por conseguinte, produzirão um aumento da heme oxigenase 1 (HO-1), causando ainda mais estresse oxidativo. O HO-1, então, metabolizará a heme livre, gerando mais CO endógeno. Esse ciclo é responsável por criar um loop de feedback positivo localmente – agravando ainda mais as ações do CO nos tecidos (THOM *et al.*, 1995).

Além disso, os mesmos autores citados anteriormente afirmam que neutrófilos que foram ativados agirão, provocando uma degranulação e liberação mieloperoxidase (MPO); estes, por sua vez, causarão mais ativação de neutrófilos e adesão. Já as proteases que foram

liberadas pelos neutrófilos podem oxidar a xantina desidrogenase (XD) da célula endotelial em xantina oxidase (XO), gerando espécies reativas de oxigênio, que provocarão mais danos celulares e peroxidação lipídica, especificamente na Proteína Básica de Mielina (MBP). Quando peroxidado, a MBP causa proliferação linfocitária, ativação da micróglia e, finalmente, lesão neurológica. Os efeitos gerais da hipóxia e o efeito da toxicidade do CO diretamente nas mitocôndrias causam liberação de glutamato, que ativa os receptores N-metil-D-aspartato (NMDA), ocasionando ainda mais lesões neurológicas. Este mecanismo é responsável pelas Sequelas Neurológicas Tardias (SNT) (Figura 3).

Figura 3. Esquema responsável pelas Sequelas Neurológicas Tardias (SNT).



Fonte: Traub e Burns, 2020.

Para realização da anestesia geral, utilizam-se os aparelhos de anestesia, que são equipamentos especializados para fornecimento da mistura de gases medicinais. Estes, por sua vez, são levados até o paciente por um sistema circular fechado, que são reinhalados pelo paciente. Para que isto ocorra com segurança, os circuitos utilizam absorvedor de CO₂, que produzem uma reação exotérmica, degradando o CO₂ eliminado pelo paciente, transformando-o em calor e água. Alterações no absorvedor levam a produção de CO e todas as consequências supracitadas (BARASH *et al.*, 2013). A aplicação desse sistema será melhor abordada no próximo item.

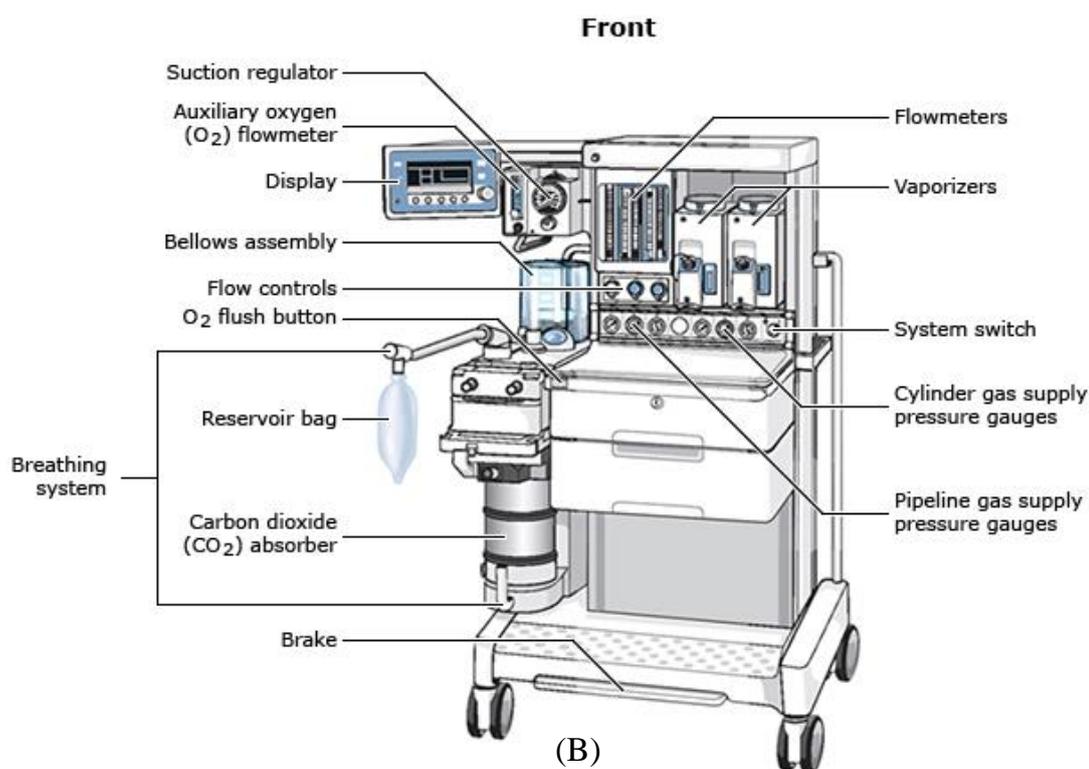
3.2 Circuitos de anestesia

A anestesia inalatória é parte integrante da prática atual de anestesia balanceada. No entanto, os gases anestésicos levam a produção de substâncias tóxicas, por duas vias: pela sua degradação no sistema de remoção de CO₂ do circuito, e pela produção de metabolitos tóxicos no organismo do paciente (PANTALEÃO, 2017).

As estações de anestesia estão cada vez mais modernas e, independente do nível cada vez maior de complexidade, todas apresentam – em comum – três partes, a saber: uma parte relacionada à liberação de gases medicinais e anestésicos inalatórios – oxigênio (O₂), óxido nitroso (N₂O), entre outros –, o sistema de ventilação mecânica; e o sistema fechado circular com absorvedor de CO₂ (ROSE *et al.*, 2017) (Figura 4).

Figura 4. Estação de Anestesia Apollo, Dräger (CourtesyofDräger, Lübeck, Germany.)(A), Vista frontal com descrição dos componentes (B).





Fonte: Rose *et al.*, 2017.

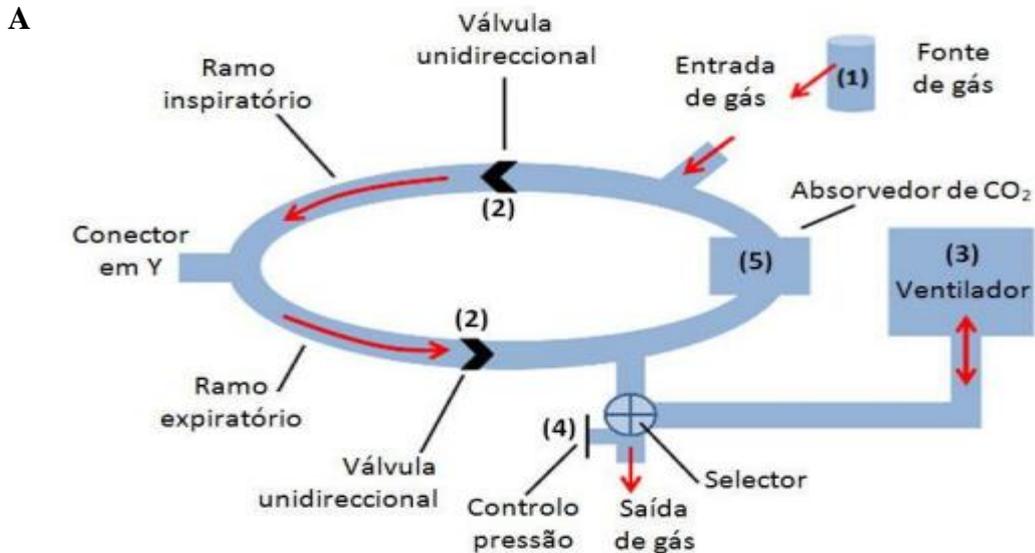
Os circuitos circulares podem ser usados em modo semiaberto, semifechado ou fechado. No modo semiaberto, não há recirculação de gases anestésicos (nenhuma economia de gases), enquanto, no modo fechado, não há nenhuma perda (economia máxima). O modo semifechado, há recirculação de parte dos gases não consumidos, após remoção do CO₂ produzido pelo paciente, e administração contínua de gases frescos (BARASH *et al.*, 2013; HÖNEMANN; HAGEMANN; DOLL, 2013).

O sistema mais usado por essas estações de anestesia (Figura 4) é o sistema fechado circular, com absorvedor de CO₂. Este sistema tem como vantagem, conservação do calor e umidificação dos gases inalados, o que é benéfico para a via aérea, menos poluição atmosférica circulante com gases anestésicos não consumidos pelo paciente e permite a utilização de baixos fluxos - com economia de anestésicos e gases medicinais (BARASH *et al.*, 2013; PARTHASARATHY, 2013).

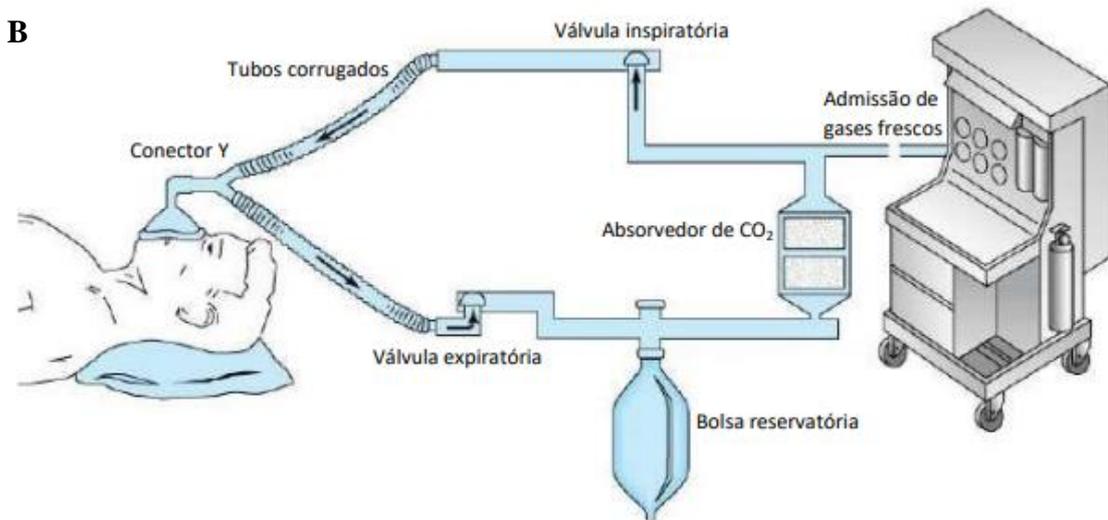
De acordo com Pantaleão (2017) e Martins (2017), o circuito da administração da anestesia inalatória apresenta componentes que estão dispostos em círculos e o fluxo de gás é unidirecional. O circuito circular (Figura 5) consiste em: entrada de gás “fresco” (1), válvulas unidirecionais (2), ventilador (3), válvula controladora de pressão (4) e absorvedor de dióxido

de carbono (CO_2) (5). Esse tipo de sistema previne a reinalação de CO_2 com o uso de absorvedores, mas permite reinalação de outros gases exalados.

Figura 5. Circuito circular de administração de anestesia inalatória (A), Circuito ventilatório de anestesia geral (B).



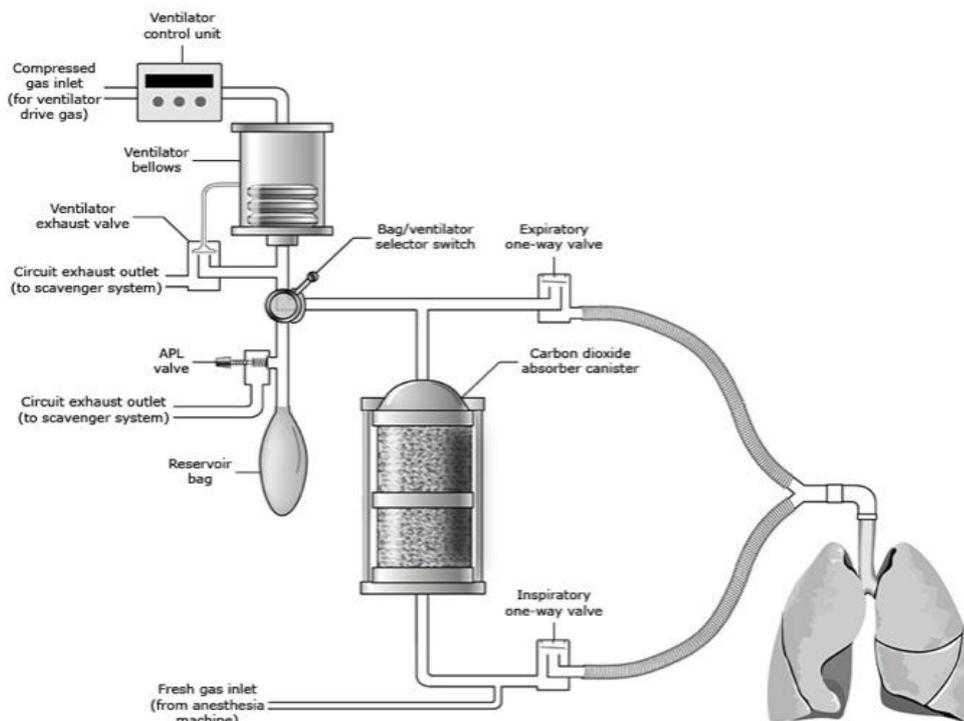
Fonte: Pantaleão, 2017.



Fonte: Martins, 2017.

Durante à anestesia, quando a chave seletora bolsa/ventilação é ajustada para o modo “ventilação”, toda a ventilação do paciente passa a ser comandada e oferecida mecanicamente pelo ventilador (BROCKWELL, 2004). (Figura 6).

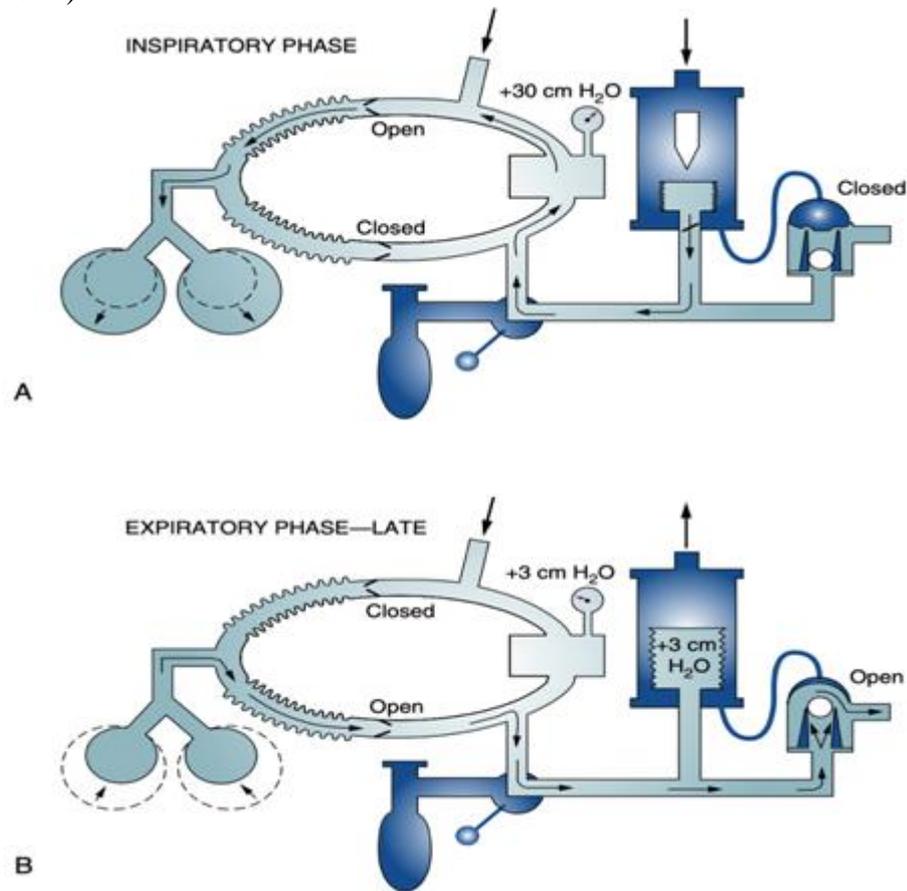
Figura 6. Componentes do sistema circular.



Fonte: Brockwell, 2004.

Esses ventiladores são alimentados por gás comprimido e/ou eletricidade. A maioria dos ventiladores é acionada pneumaticamente por oxigênio ou ar pressurizado. É possível ajustar os parâmetros para cada paciente – volume corrente, frequência ventilatória, *PEEP* (*Positive End-Expiratory Pressure*). O ar pressurizado ou oxigênio entra no sistema do ventilador entre o fole compressível e a carcaça rígida, pressionando o fole a esvaziar seu conteúdo, que passa pelo ramo inspiratório do sistema, circula até esvaziar seu conteúdo nos pulmões do paciente. Esse ar ou oxigênio também faz com que a válvula de alívio do ventilador se feche, impedindo que o gás anestésico escape para o sistema de eliminação (BROCKWELL, 2004). (Figura 7).

Figura 7. Sistema de eliminação do gás anestésico. Fluxo de gases frescos (FGF) levado até o paciente pelo ramo inspiratório (A), Gases são levados do paciente para o absorvedor de CO₂(B) (Fase expiratória).



Fonte: Brockwell, 2004.

Durante a fase expiratória (Figura 7), todos os gases retornam do paciente pelo ramo expiratório. Nessa fase, o ramo inspiratório tem sua válvula fechada. Todos os gases medicinais, incluindo CO e CO₂ exalado pelo paciente e levado ao absorvedor de CO₂. Como o sistema é fechado, não há “escape” para o meio ambiente (BARASH *et al.*, 2013).

3.3 Absorvedores

Nos últimos 80 anos, a cal sodada despontou como um método efetivo e muito utilizado na remoção do dióxido de carbono em sistemas fechados e semifechados de circuitos anestésicos. A utilização destes circuitos requer absorvedores de CO₂, que reagem com o gás carbônico eliminado pelo paciente, formando água e calor; umidificando e aquecendo a mistura de gases frescos. É um elemento granulado, colocado dentro do Canister (Figura 8) do aparelho de anestesia, para absorver o gás carbônico dos gases expirados, através de um processo

químico (MURRAY *et al.*, 1999; BÚRIGO, 2013). O tamanho dos grânulos absorptivos é determinado por um processo de tentativa e erro, uma vez que pode produzir aumento entre a resistência ao fluxo aéreo e a eficiência absorptiva. (BARASH *et al.*,2013).

Figura 8. Disposição dos Grânulos da cal sodada no interior do Canister (A); Posicionamento no circuito fechado de anestesia (B).



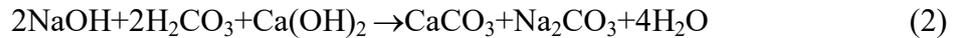
Fonte: Elaborado pela pesquisa, 2021.

O absorvedor de CO₂ é constituído por inúmeros grânulos de cal sodada; cada grânulo apresenta em sua composição química: hidróxido de cálcio 80%; hidróxido de sódio, 4%; 15% de água; 1% hidróxido de potássio (um ativador) e sílica 0,2%, para tornar a cal mais consistente e evitar sua desintegração em forma de pó. Como a eficiência da absorção da cal sodada varia inversamente com a sua rigidez, preconiza-se a adição de pouco silicato. Durante a fase expiratória do ciclo de ventilação mecânica, o CO₂ produzido pelo paciente é conduzido pelo ramo expiratório do circuito de anestesia e entra em contato com a cal sodada, que produzirá as seguintes reações, a saber (BARASH *et al.*,2013):

Primeira Fase: O CO₂ combina com a água (H₂O), formando ácido carbônico (H₂CO₃)



Segunda fase: o ácido carbônico reage com o hidróxido de sódio (NaOH) e o hidróxido de cálcio $\text{Ca}(\text{OH})_2$, produzindo carbonato de sódio Na_2CO_3 e carbonato de cálcio CaCO_3 e liberando água (H_2O).

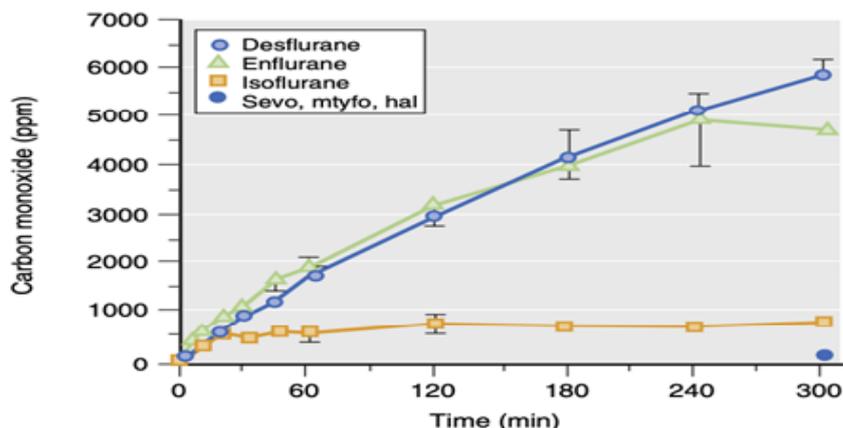


A água (H_2O) é um dos componentes mais importantes nas reações, agindo como facilitador nas reações químicas, diminuindo o contato direto entre os agentes inalatórios com os hidróxidos e com o CO_2 – uma vez que o contato direto associado a concentrações elevadas de anestésicos eleva a possibilidade de produção de Monóxido de Carbono (CO) (BARASH *et al.*, 2013).

Barash *et al.* (2013) afirmaram que existe um aumento da absorção e metabolização da cal sodada com anestésicos inalatórios halogenados, quando há redução do conteúdo de água para valores abaixo de 10%. O ressecamento da cal é agravado se a bolsa respiratória for deixada fora do circuito de anestesia. Neste caso, a válvula inspiratória produz resistência ao fluxo anterior e o gás fresco seguirá retrogradamente, do fundo até a parte superior do recipiente contendo o absorvedor e sairá pela abertura da conexão da bolsa respiratória. Como a cal não é hidratada, resseca, aumentando o risco de produção de CO (BARASH *et al.*, 2013).

Ocorre também, um aumento linearmente da degradação com o aumento da temperatura. Outros fatores que contribuem para sua produção incluem o tipo de anestésico volátil – todos os anestésicos inalatórios podem gerar CO, sendo: desflurano > enflurano > isoflurano > halotano = sevoflurano (VENDRAMIN *et al.*, 2014); como também a concentração anestésica utilizada e a temperatura do absorvente (Figura 9).

Figura 9. Degradação de Anestésicos Inalatórios e produção de monóxido de carbono.

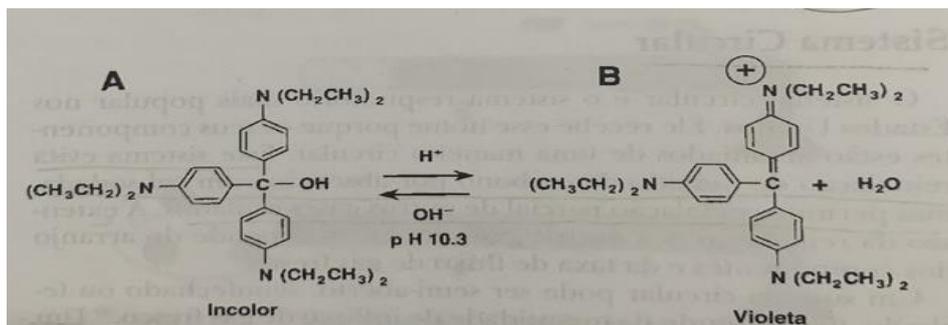


Fonte: Adaptado de Baxter, Garton, Kharasch, 1998.

A literatura tem apresentado relatos de ocorrência de vários casos de aumento da concentração de carboxihemoglobina em pacientes submetidos à cirurgia, com anestesia geral, nas segundas-feiras. Esse fato está intrinsecamente ligado ao desuso do absorvedor, especialmente se igual ou maior a dois dias, provocando desativação da violeta de etila, de forma que mesmo saturada a cal volta a sua cor branca, aumentando a produção de monóxido de carbono, elevando o nível sanguíneo de carboxihemoglobina em decorrência da não degradação correta da cal sodada (BARASH *et al.*, 2013).

De acordo com os mesmos autores citados anteriormente, a integridade da capacidade absorptiva dos grânulos da cal sodada é realizada, unicamente, a partir da aplicação de um reagente químico, violeta de etila. Trata-se de um corante, trifenilmetano, substituído com pH crítico de 10,3. À medida que o grânulo do absorvedor se torna esgotado, e o pH fica abaixo de 10,3, o violeta de etila ($C_{31}H_{42}N_3Cl$) muda da cor branca para sua forma violeta, sinalizando que há exaustão da capacidade absorptiva do grânulo (Figura 10). Segundo o mesmo autor, apesar de ser a única forma de controle, a violeta de etila nem sempre é um indicador confiável do estado funcional do absorvedor.

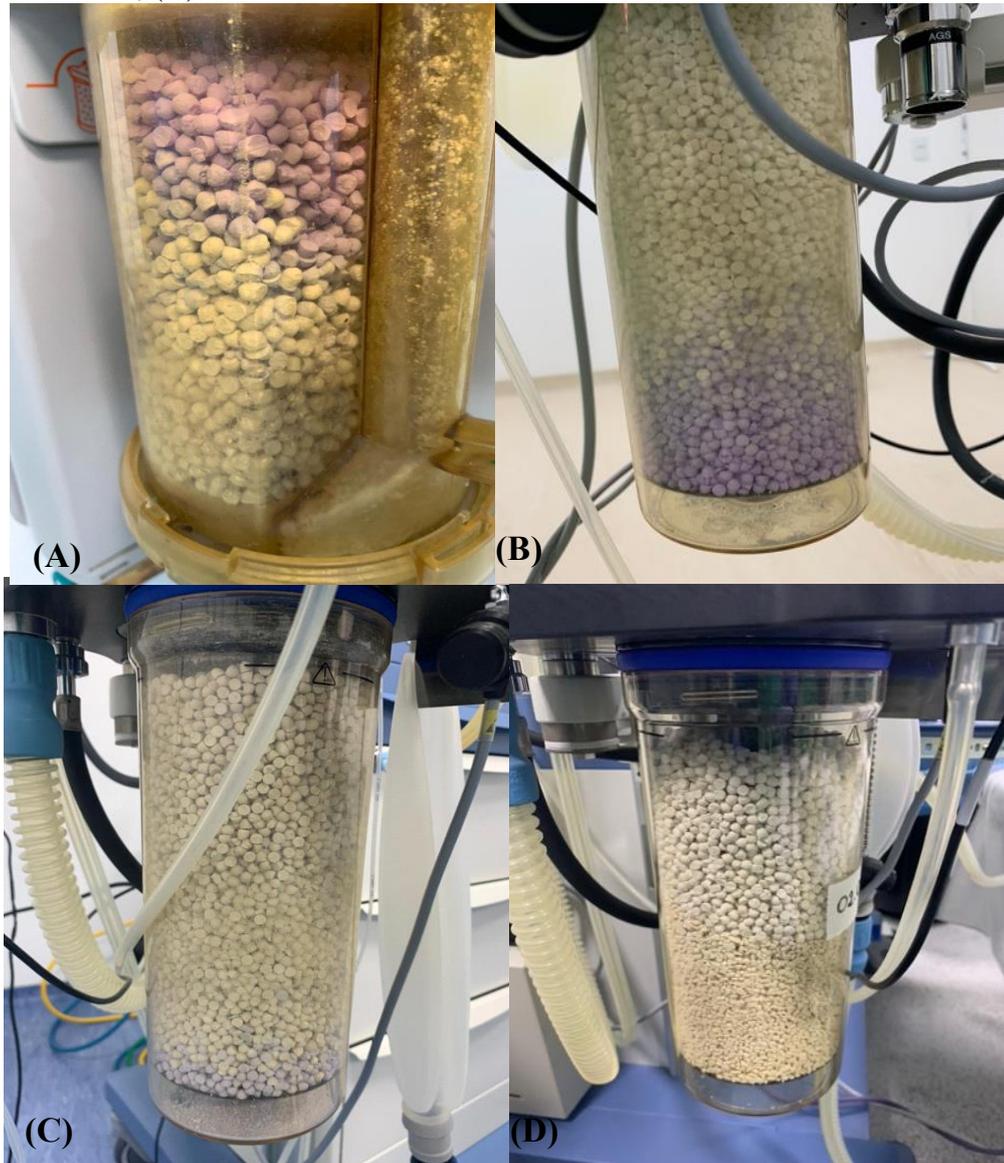
Figura 10. Processo de degradação estrutural do absorvedor da condição incolor ao violeta de etila.



Fonte: Andrews *et al.*, 1990.

Além disso, o grânulo da cal sodada pode voltar a apresentar coloração original, ainda que esgotada, também sob a ação da luz fluorescente, que provoca uma desativação da violeta de etila (BARASH *et al.*, 2013). A Figura 11 demonstra a existência de diferentes tipos de respostas da cal sodada à exaustão.

Figura 11. Disposição dos grânulos de cal sodada no interior do Canister. Coloração atípica (A), Coloração violeta predominantemente na parte inferior (B), Grânulos com sinais de exaustão dispersos entre grânulos aparentemente íntegros (C) e acomodação de grânulos de tamanho distintos, (D).



Fonte: Elaborado pela pesquisa, 2021.

Na Figura 11 observa-se que há distintos padrões de degradação dos grânulos da cal sodada no interior do Canister; isto, além de confundir o anestesiológico, a utilização de grânulos de diferentes tamanhos, compromete a resistência na ventilação do paciente (BARASH *et al.*, 2013). O produto final será a produção de quantidades variáveis de CO. Os sinais e sintomas relacionados a toxicidade do CO serão abordados no tópico a seguir.

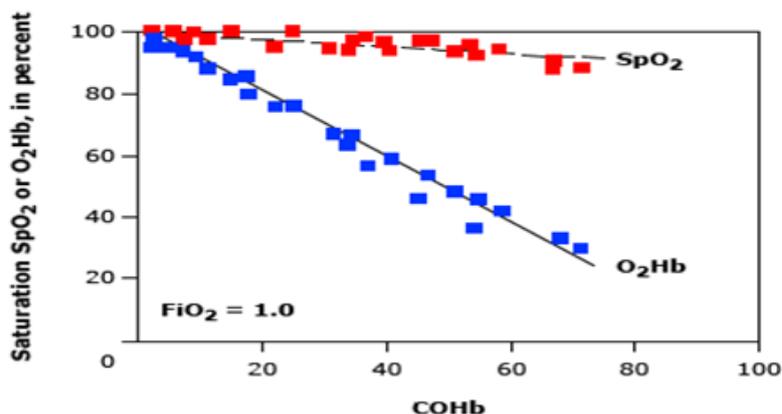
3.4 Diagnóstico clínico relacionado ao acúmulo de monóxido de carbono (CO)

A abordagem diagnóstica da suspeita de intoxicação por CO nas salas de emergência, em todo o mundo, envolve, necessariamente, uma história altamente sugestiva de exposição, uma vez que o exame físico e os exames complementares são inespecíficos. Ademais, em se tratando da detecção do monóxido de carbono (CO), durante a anestesia geral sob ventilação mecânica, Harper e Croft-Baker (2004) e Kao e Nañagas (2004) afirmaram que os achados clínicos – sinais e sintomas – são altamente variáveis e amplamente inespecíficos. Em pacientes acordados, leve ou moderadamente expostos ao CO, apresentam sintomas constitucionais, como cefaleia, náuseas, mal-estar e tontura; podem apresentar desde leve alteração do estado mental até convulsões, síncope e coma. A realização de bateria de triagem neuropsicológica de CO em pacientes acordados, não é endossada pela sua baixa capacidade em discriminar se são efeitos decorrentes da intoxicação por CO ou outros agentes. Harper e Croft-Baker (2004) descreveram aparência “vermelho cereja” nos lábios e pele; este, por sua vez, também é um sinal insensível.

De acordo com Cardoso e Silva (2010), um dos testes utilizados para avaliar pacientes com sinais clínicos de insuficiência respiratória é a oximetria de pulso, que consiste em uma técnica não invasiva para medir a concentração de oxigênio arterial, ao qual se utiliza um aparelho, o oxímetro, ligado a um eletrodo que mede e registra a saturação de oxigênio do sangue arterial em um monitor. Essa saturação se difunde por meio da pele, pelo comprimento de ondas de luz vermelha e infravermelha.

Contudo, a oximetria de pulso padrão não pode rastrear exposição ao CO, pois não diferencia carboxihemoglobina da oxihemoglobina (BOZEMAN; MYERS; BARISH, 1997); neste caso, a saturação de oxigênio no oxímetro de pulso (SpO_2) superestima consistentemente a saturação de O_2 na presença de carboxihemoglobina (COHb) (Figura 12). Mesmo oxímetro de pulso com oito comprimentos de onda – em desenvolvimento –, capazes de medir carboxihemoglobina e metahemoglobina necessitam de mais estudos e não devem ser usados para o diagnóstico de intoxicação por monóxido de carbono (WOLF *et al.*, 2017).

Figura 12. Efeito da carboxihemoglobina na saturação de oxigênio medida pelo oxímetro de pulso.



Fonte: Traub e Burns, 2020.

Como não há nenhum dado clínico – sinais e/ou sintomas – bem como nenhum parâmetro de monitorização confiável de detecção de CO que sejam consistentes com seu diagnóstico, geralmente são apenas realizados exame de cooximetria de uma amostra de gases na gasometria arterial. Contudo, para esse diagnóstico, o referido exame só poderá ser realizado, apenas, em pacientes hemodinamicamente estáveis (TOUGER; GALLAGHER; TYRELL, 1995; LOPEZ *et al.*, 2000).

Segundo os mesmos autores supracitados, nestes exames, não fumantes podem ter até 3% de carboxihemoglobina na linha de base; fumantes até 10 a 15%. Níveis acima destes, são considerados consistentes com envenenamento por CO. De extrema importância, contudo, é o fato de que os níveis de carboxihemoglobina se correlacionam de forma inconsistente não só com o grau de envenenamento, mas também não são preditivos de SNT; caso haja acidose associada, perde-se ainda mais sua precisão.

Estudos observacionais preliminares com os cooxímetros de pulso não invasivos, que são capazes de aferição foto espectroscópicas de carboxihemoglobina, tem se mostrado questionáveis, não sendo, até o momento, recomendados (O'MALLEY, 2006; TOUGER *et al.*, 2010).

3.5 Modelos de sensores de gás pertencente a família MQ

No mercado, existem modelos variados de sensores, uns capazes apenas de fazer a detecção de um gás, enquanto outros são capazes de medir a concentração de um ou mais gases. Os sentidos do ser humano não são capazes de detectar muitos gases inodoros e perigosos como

o monóxido de carbono ou o gás sulfídrico (em altas concentrações). Dessa forma, os sensores, têm um papel vital nessa detecção, confiabilizando níveis de segurança quanto à tolerância humana e a exposição admissível de monóxido de carbono a pacientes sob anestesia geral (SILVA; SOARES, 2014).

Alguns sensores, de custo módico, precisam ser implementados juntamente com algum microcontrolador e um circuito apropriado, que tenha seu princípio de funcionamento intimamente relacionado ao tipo de tecnologia de construção; neste caso, o princípio de combustão catalítica.

Além destes sensores acima mencionados, têm-se os sensores da família MQ que, por suas características tomadas como base, foram escolhidos para este projeto. Segundo Mendes e Strelow (2015), os sensores de gás da família MQ, são sensores de baixo custo, rápidos e de longa vida útil compostos; compostos por um micro tubo cerâmico com óxido de alumínio, uma camada sensitiva de óxido de estanho e um eletrodo para medida, fixado junto a um aquecedor e a uma carcaça de plástico; com um trançado feito de aço inoxidável, como pode ser visto na figura 13.

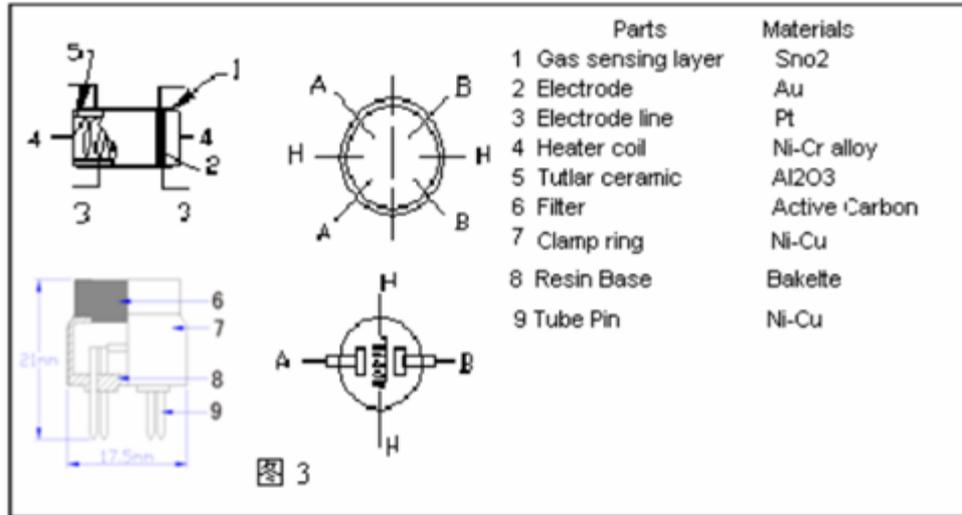
Figura 13. Sensores da família MQ-X. Formato (A), Parte interna do encapsulamento (B).



Fonte: Cândido, 2017.

Na Figura 14 e no Quadro 1, encontram-se dispostos os componentes dos sensores da família MQ-X.

Figura 14. Disposição dos componentes dos sensores da família MQ-X.



Fonte:Pires, 2018.

Quadro 1. Componentes dos sensores da família MQ-X.

1.	Camada sensível Óxido de Estanho (SnO_2)
2.	Eletrodo Cobre (Cu)
3.	Linhas do eletrodo Platina (Pt)
4.	Bobina do aquecedor (liga de Níquel-Cromo / Ni-Cr)
5.	Tubo de Cerâmico – óxido de Alumínio Al_2O_3
6.	Trançado anti explosão Aço inoxidável
7.	Anel de fixação Cobre e Níquel
8.	Base de resina Baquelite
9.	Pinos Cobre e Níquel

Fonte: Pires, 2018.

Segundo Pires (2018), a parte sensível tem uma resistência proporcional à concentração do gás em que o sensor está submetido. Assim, ao medir essa resistência é possível medir a concentração do gás no sensor MQ-8.

Os sensores da família MQ geralmente são encontrados em módulos, o que simplifica a parte de conexão e facilita seu uso, e é suficiente para alimentar o módulo e começar a ler o sensor. Esses módulos também possuem uma saída digital interna, que trabalha com um comparador e, com a ajuda de um potenciômetro, pode-se calibrar o limite. Assim, é possível interpretar a saída digital como presença ou ausência de gás (GODOI; PINTO, 2018).

A diferença entre os diferentes tipos de sensores MQ é a sensibilidade a certa gama de gases, visto que eles sempre detectam mais de um gás. Assim sendo, é necessário rever a folha de dados para escolher o sensor certo para a aplicação desejada (GODOI; PINTO, 2018).

3.5.1 Modelo MQ-8

O sensor de gás MQ-8, ilustrado na Figura 15, é um dispositivo capaz de detectar a presença de gases elementares e de substâncias compostas simples como hidrogênio; monóxido de carbono (alta sensibilidade), desde que corretamente aplicados, quer em plataformas de prototipagem, como por exemplo, Arduino, quer em projetos eletrônicos específicos e dedicados. Sensores da família MQ-X como o MQ-8 e MQ-9 podem, a critério do engenheiro projetista, detectar e quantificar outros gases como gás de cozinha, álcool e fumaça (com sensibilidade variada), sendo, na atualidade, utilizados principalmente no desenvolvimento de projetos eletrônicos para construção de dispositivos de segurança (REIS, 2020).

Figura 15. Sensor de gases dióxido de carbono e monóxido de carbono MQ-8.



Fonte: Reis, 2020.

De acordo com o Manual de publicação da *Zhengzhou Winsen Electronics Technology Co., Ltd. (s/d)*. Os sensores da família MQ, como o MQ-8 e MQ-9 são de baixo custo e de fácil obtenção, podendo ser adquirido em lojas e sites especializados em eletrônicos, entre outros. Trata-se de um sensor semicondutor para gases, inclusive CO, que utiliza como material sensível o SnO₂ (dióxido de estanho), o qual possui baixa condutividade elétrica em ambiente com o ar sem gases contaminantes presente.

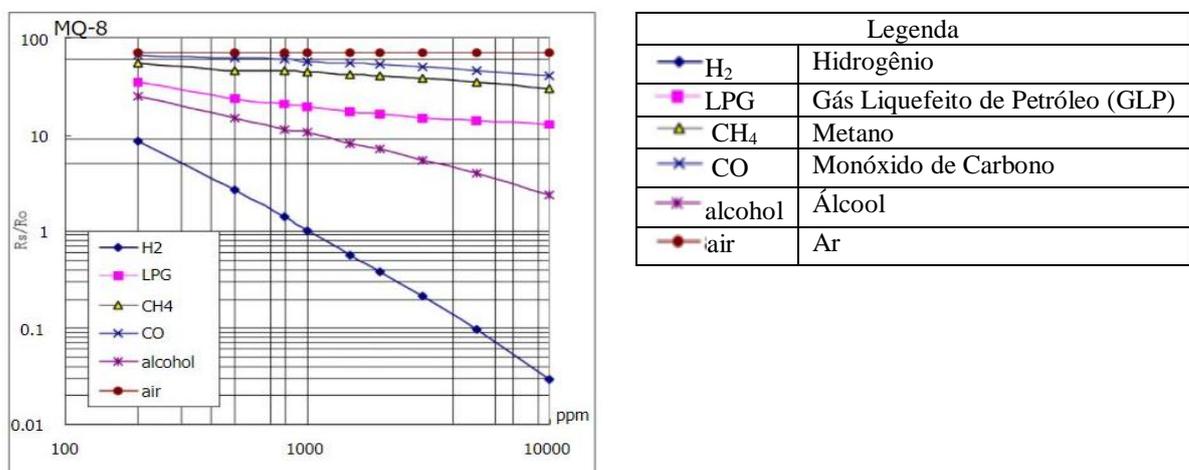
É aplicado como alarme de vazamento de gás doméstico, alarme de gases inflamáveis industriais controlados por plataformas microcontroladas, onde é possível, por meio deste sensor, oferecer maior segurança no ambiente de trabalho ou mesmo utilizá-lo nos mais diversificados projetos (REIS, 2020).

O sensor detector de gases MQ-8, tem a capacidade de verificar a concentração de uma gama de gases desde o hidrogênio até o monóxido de carbono no ambiente onde estiver instalado entre 10 a 10000 ppm (HANWEI ELETRONICS, 2015). Todavia pode chegar a algumas unidades de ppm. O sensor MQ-8 apresenta as seguintes especificações (HANWEI ELETRONICS, 2015):

- ✓ Sensor MQ-8
- ✓ Alimentação: 5VDC
- ✓ Alta sensibilidade para Gases como H₂ e CO
- ✓ Baixa sensibilidade para gás de cozinha, álcool e fumaça
- ✓ Faixa de detecção máxima de: 2ppm à 10000ppm
- ✓ Saídas digital e analógica
- ✓ CI LM393
- ✓ Potenciômetro para ajuste de sensibilidade
- ✓ Dimensões: 32 x 22 x 20mm

A seguir (Figura 16), tem-se a curva de sensibilidade representada pelo sensor de gás MQ-8 com relação a diversos gases.

Figura 16. Comportamento do sensor MQ-8 a diferentes gases.



Fonte: Reis, 2020.

Sensibilidade do sensor MQ8. Observa-se que o sensor é capaz de detectar não só o gás hidrogênio, mas também, apresenta sensibilidade a outros gases, como o monóxido de carbono (MENDES; STRELOW, 2015).

3.5.2 – Modelo MQ-9

De acordo com Santos (2012), o sensor de monóxido de carbono MQ-9, demonstrado na Figura 17, apresenta uma menor condutividade em ar limpo, fazendo a detecção de gases quando alternando em ciclo a alta e baixa temperatura, detectando o CO em condições de baixa temperatura, quando aquecido por 1,5V. A condutividade do sensor é mais elevada juntamente com o aumento da concentração de gás. Garante, em detrimento de sua alta sensibilidade, uma rápida resposta ao sistema de monitoramento de gases Monóxido de Carbono (CO), Metano (CH₄) e Propano (C₃H₈) no ambiente, quando aquecido por 5,0V, sendo compatível com microcontroladores como Arduino e Rasperry. Seu tamanho reduzido proporciona a capacidade de ser instalado em pequenos espaços.

Figura 17. Sensor de gás monóxido de carbono MQ-9.



Fonte: Baú da eletrônica, s/d.

De acordo com Hanwei Electronics Co (2020) e Koudaet *al.* (2018), o sensor MQ-9 é de baixo custo e foi desenvolvido para detectar concentrações no ar e dá saída da leitura como uma voltagem analógica. É capaz de medir concentrações de CO na faixa de 10 a 10.000ppm e gases inflamáveis na faixa de 100 a 10.000ppm, opera entre -10 e 50°C e consome menos de

150mA a 5V e usa a propriedade sensível do SnO_2 para detectar diferentes gases que contêm CO e outros gases combustíveis.

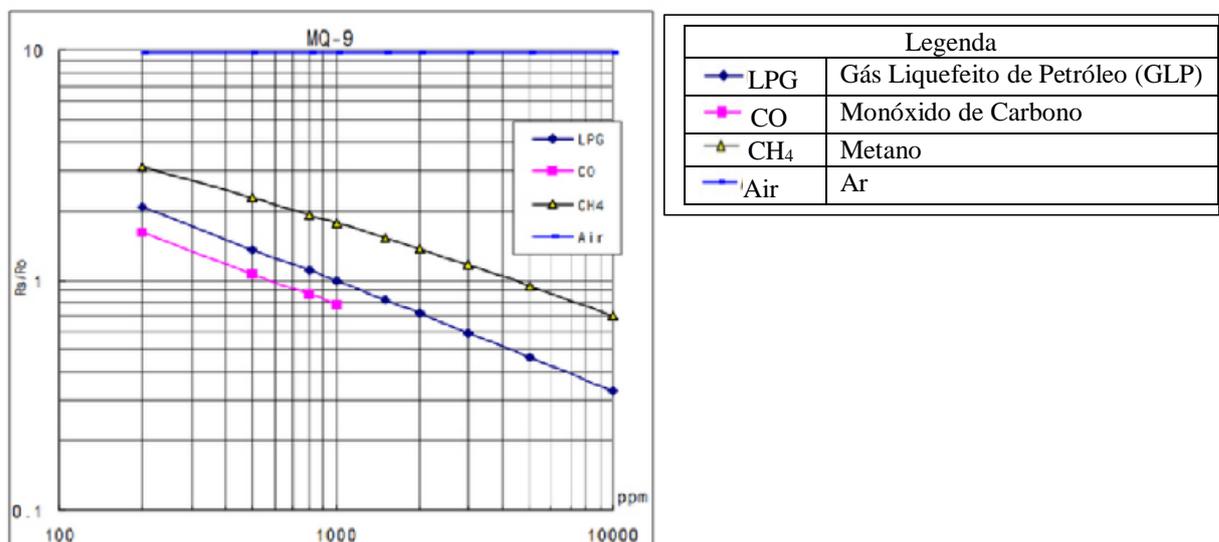
O sensor MQ-9 apresenta as seguintes especificações (HANWEI ELECTRONICS CO, 2020):

- ✓ Chip: LM393
- ✓ Tensão de funcionamento: DC 1,5/5
- ✓ Dimensões: 32x20x16 mm;
- ✓ Peso: 6g

O MQ-9 utiliza um circuito elétrico simples (Figura 18). Converte a mudança de condutividade para corresponder ao sinal de saída de concentração de gás. O sensor necessita de 2 tensões, tensão de aquecimento, (VH) e tensão de teste (VC). VH é usado para fornecer temperatura de trabalho certificado para o sensor, enquanto VC usado para detectar a tensão (VRL) na carga resistiva e indutiva (RL) que está em série com o sensor. A tensão de teste precisa de tensão contínua (DC), a própria tensão de teste (VC) e de aquecimento (VH) podendo usar o mesmo circuito elétrico com pré-condição para garantir desempenho do sensor. (SANTOS, 2012).

A seguir (Figura 18), tem-se a curva de sensibilidade representada pelo sensor de gás MQ-9 com relação a diversos gases.

Figura 18. Comportamento do sensor MQ-9 à diferentes gases.



Fonte: Hanwei Electronics Co, 2020.

A Figura 18 apresenta, no eixo das ordenadas, a relação de resistência do sensor (R'/R_0) e a concentração de gases; no eixo das abscissas, demonstra – como característica típica do sensor MQ-9 – sua alta sensibilidade a detecção do monóxido de carbono, cuja sensibilidade mede valores da ordem de 0,8 ppm, logo menos de 1 ppm.

Segundo Voss (2019), as reações químicas entre as moléculas da superfície dos sensores e os gases fornecem uma mudança na resposta do sensor, conforme a alteração na concentração de gás no ambiente. Mais especificamente, a resistividade dos sensores aumenta na presença de ar e diminui na presença dos gases sensíveis.

4 METODOLOGIA

4.1 Tipo de pesquisa

Tendo em vista que este estudo tem como foco uma ação dentro do laboratório, seguindo métodos e procedimentos, a modalidade a ser adotada foi a experimental.

Na perspectiva de Appolinário (2011), a pesquisa experimental é um tipo de pesquisa que visa elucidar relações de causa e efeito entre variáveis. Nesse tipo de pesquisa, manipulam-se deliberadamente uma ou mais variáveis independentes (supostas causas) para analisar as consequências que esta manipulação tem sobre uma ou mais variáveis dependentes (supostos efeitos), numa situação controlada pelo pesquisador.

4.2 Local de desenvolvimento do protótipo

As etapas do estudo foram desenvolvidas em laboratórios especializados – com o apoio de engenheiro projetista, técnicos em eletrônica e de laboratório –, que auxiliaram não só no desenvolvimento do projeto de prototipagem eletrônica do dispositivo medidor de CO, mais também nos experimentos de aferição e sensibilidade do referido dispositivo, no Laboratório de Ensino de Ciências - LABEC do Centro de Educação da Universidade Federal da Paraíba - UFPB, em João Pessoa–PB. A carta de autorização institucional está anexada no estudo (ANEXO A).

4.3 Concepção do projeto e construção do protótipo

Baseado na necessidade de quantificar concentrações de monóxido de carbono (CO) em um circuito de anestesia e atingir os resultados esperados, experimentos foram conduzidos através de processos em série de tentativas e erros para o desenvolvimento do projeto e, por conseguinte, a obtenção do protótipo.

Primeiramente, deu-se início com o estabelecimento e detalhamento das tarefas de concepção do protótipo, levantando-se os requisitos de projeto dos quais o protótipo precisou para detecção de monóxido de carbono, a priori, antes e em seguida, aplicados ao sistema de anestesia, levando-se em consideração as principais restrições envolvidas na solução do problema.

A partir do estabelecimento das tarefas e requisitos do projeto, foram definidas a estrutura e funções que o protótipo teria que realizar. Posteriormente, foi elaborado o projeto conceitual do protótipo para detecção de monóxido de carbono em sistema de anestesia, ao qual constou de um layout do protótipo, detalhando as principais dimensões, forma e componentes que integra o protótipo.

A partir da concretização da concepção do protótipo na versão teórica/conceitual, teve início a fase de construção, ao qual foram utilizados máquinas e equipamentos convencionais para facilitar a confecção do protótipo.

4.4 Descrição do protótipo para detecção de monóxido de carbono em sistema de anestesia

Até chegar a versão funcional final, capaz de detectar a presença de CO em concentrações a partir de 1ppm, com precisão dessa mesma monta, 03 versões foram necessárias. Na primeira versão, partiu-se da concepção a partir de plataforma Arduino, usando, como componente principal, o sensor MQ-8 descrito, o qual é um sensor robusto e amplamente utilizado em projetos de detecção de gases diversos, incluindo monóxido de carbono, que é o gás que se necessita medir quando acoplado ou embarcado no sistema fechado de anestesia geral (Figura 19).

Figura 19. Disposição do circuito fechado em um aparelho de anestesia (A), 2 ramos inspiratório e expiratório acoplado à conexão em “Y” (B).



Fonte: Elaborado pela pesquisa, 2021

Montado o sistema, conforme disposto, o circuito fechado de anestesia geral e acoplado à conexão “Y” na Figura 19, verificou-se que, na prática, o tempo de resposta da ordem de cerca de 1 minuto, (tempo que o primeiro protótipo precisava para apresentar a medição após exposição a concentração de CO) era demasiado indesejável para a finalidade pretendida. Nas condições requeridas, um aparelho que vai medir uma potencial toxicidade, que pode ocorrer em qualquer momento do período temporal em que o paciente está sob anestesia geral, é fundamental uma resposta rápida, dando a informação para a equipe médica acerca de que níveis de CO estão sendo produzidos. Assim, o primeiro protótipo, concebido sobre plataforma Arduino e usando o sensor de detecção de gases MQ-8 não se mostrou suficientemente adequado a requerida aplicação.

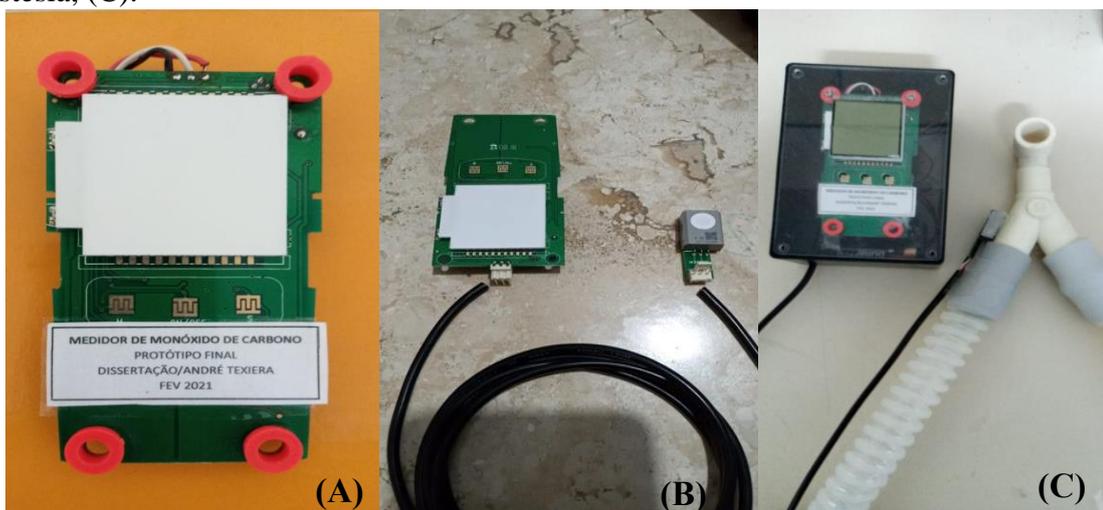
Uma alternativa foi buscada, portanto, gerando a 2ª versão do protótipo, objeto deste trabalho. Uma nova pesquisa foi levantada em busca de outro sensor, similar contudo que pudesse ser mais ágil na medição. Ademais, a precisão do MQ-8, conforme apresentado no gráfico de sensibilidade (Figura 16), não alcança uma unidade de ppm requerida, mas da ordem de 5 ppm. Assim, a associação do lapso temporal para detecção com o agravante de precisar medidas somente em intervalos de 5 em 5 ppm, inviabilizaram seu uso nesse projeto.

A busca por alternativas redundou na identificação de outro sensor da mesma família do MQ-8. No caso, o sensor MQ-9, descrito anteriormente (2.5.2) quanto as suas características.

Testado sobre a plataforma concebida, intuiu-se que este sensor, simplesmente substituindo o MQ-8 sobre a plataforma Arduino, resolveria o infortúnio. Todavia, não ocorreu bem como o intuído, uma vez que, à semelhança do primeiro protótipo, também apresentou lapso temporal para a leitura. A conclusão que se chegou seria a de usar o MQ-9 não sobre arduino, mas em projeto dedicado feito por engenheiro da área. Tal estratégia, gerou um custo, amplamente negociado para não se tornar impraticável, pois dada a urgência teria que ser com recurso próprio. Logo, percebeu-se que ao optar-se por essa estratégia, teria maior chance de sucesso, considerando o curto espaço de tempo que se poderia dispor.

Por fim, a escolha mostrou-se adequada e um protótipo eletrônico dedicado, usando o sensor MQ-9 (Figura 20), apresentando uma precisão de medida da ordem de 1 ppm e velocidade de medição de CO da ordem de inesperados 2 segundos. O processo de montagem dessa terceira versão está descrita no final desse estudo (APÊNDICE A).

Figura 20. Versão final do protótipo: exposição da placa, com componentes e display (A), composição das partes integrantes (B), montagem final no sistema fechado, circular de anestesia, (C).



Fonte: Elaborado pela pesquisa, 2021

As duas primeiras versões do protótipo para detecção de monóxido de carbono em sistema de anestesia, no que se refere a construção dos códigos (elaboração do programa), responsável pela funcionalidade e controle dos sensores, displays, alarmes sonoros ou qualquer outra função incorporada ao protótipo em desenvolvimento, foi concebido para ser composto pelas seguintes partes fundamentais:

4.4.1–Estrutura Básica

- ✓ Placa Processadora Arduino
- ✓ Periféricos: Sensores, *Buzzers*, *Display*, *Leds*, Chaves, etc.
- ✓ Um computador tipo PC ou Notebook
- ✓ *Software* de programação de Arduino em português ou inglês
- ✓ Cabo de comunicação Placa Arduino para PC ou Notebook.

4.4.2 Hardware

Placa eletrônica com processador Arduino, enquanto que, para os respectivos dispositivos acessórios Arduino compatíveis, de entrada e de saída, se deu pela conexão dos componentes periféricos e as respectivas portas programáveis da placa Arduino (“Placa Mãe”).

Posteriormente, uma conexão por cabo a um computador tipo PC ou *Laptop* foi utilizada para descarregar o programa (conjunto de linhas de código) que imprimiram função de entrada e saída das portas.

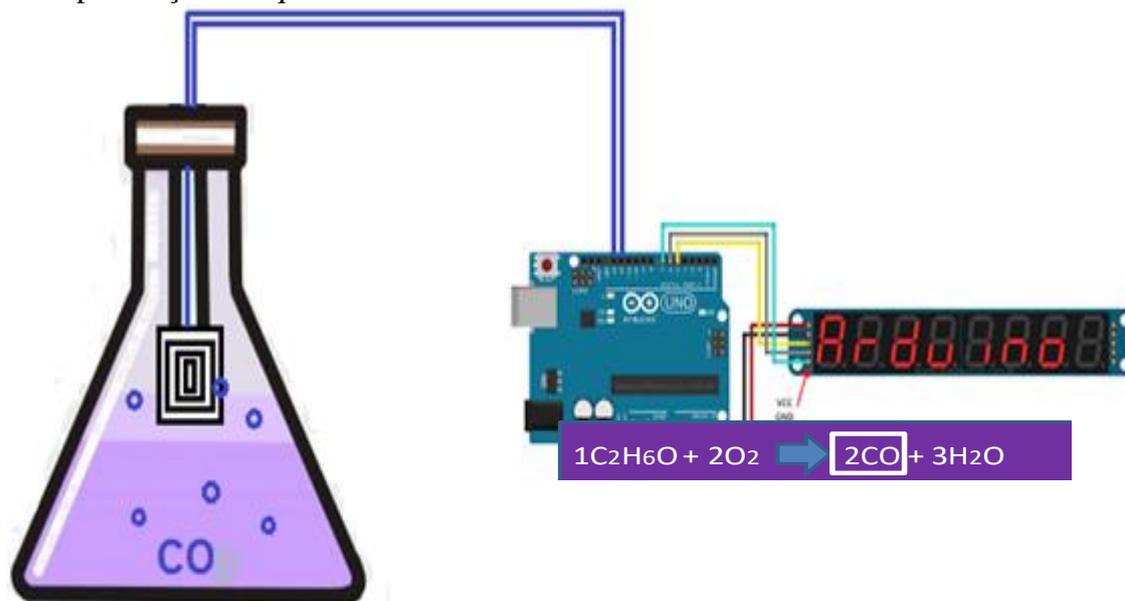
Através da utilização do sistema da plataforma *hardware/software* Arduino foi concebida a elaboração de um protótipo de um medidor de Monóxido de Carbono embarcado em um Sistema de Anestesia. Este que, por sua vez, consiste em uma placa semelhante a uma placa mãe de computador de dimensões reduzidas, projetada para receber periféricos funcionais os quais, uma vez ligados corretamente às portas de entrada e/ou saída da placa Arduino, leem os parâmetros externos; e informam ao processador do Arduino, ligados a placa, e ainda enviam comandos de saída, como leitura das variações dos parâmetros lidos pelos sensores, na forma de medidas específicas, a exemplo dos sensores e chaveamentos. Em suma, esse processo se deu por meio de um programa (conjunto de linhas de códigos) que foi programado e inserido na memória do Arduino.

4.4.3 Material utilizado para efetuação dos experimentos de medição de CO com o protótipo

- ✓ *Beckers*
- ✓ *Erlenmeyers*
- ✓ Tampas esmerilhadas
- ✓ Rolhas perfurados com cânula de comunicação etc.

Os experimentos de medição foram feitos por meio de uma reação química estequiométrica, na qual foi possível quantificar o que foi produzido de CO (monóxido de carbono) contido em um recipiente e depois conduzido a uma câmara de medição onde se encontra o sensor do protótipo usando a placa e periféricos Arduino (Figura 21).

Figura 21. *Erlenmeyer* hermético utilizado para quantificação controlada de monóxido de carbono por reação estequiométrica.



Fonte: Elaborado pela pesquisa, 2021.

Por um prolongamento de condutor elétrico (rabicho), a informação da quantidade de CO presente na câmara foi informada a placa mãe que registrou no *display* o valor de CO presente naquele microambiente.

A quantidade de monóxido de carbono (CO) formada no interior do *erlenmeyer* saturou por adsorção a superfície cerâmica a base de óxido de estanho de espessura nanométrica de SnO/SnO₂, auferindo-lhe uma variação de condutividade pela interação química da estrutura eletrônica das moléculas de CO, com a estrutura eletrônica da rede de Sn–O–Sn (estanho-oxigênio-estanho), produzindo uma variação da condutividade elétrica por uma esterase conhecida, que se transforma na informação da concentração de CO₂ presente no microambiente hermético da reação.

A disposição do hardware da Figura 21, com a utilização dos pontos de entrada e saída tal qual estão pendurados os periféricos (*Sensor, display, buzzer e leds*, com o da placa de conexões *Pronto-board*), constitui-se no projeto do hardware. A depender da necessidade, pode-se desenhar uma placa de PCI para montagem dos componentes periféricos interligado por conector a placa Arduino.

Peculiarmente, o sensor de monóxido de carbono, no caso o MQ-9 escolhido conforme foi descrito no Referencial Teórico, ficou disposto (embarcado) em um sistema circular de ventilação de Anestesia, preferencialmente sobre a parte do circuito que recebe a exalação do paciente, peça em “Y”.

Para tanto, encontram-se disponibilizados abaixo a descrição de materiais utilizados para confecção do sensor de monóxido de carbono.

- ✓ 1 sensor de gás MQ-9
- ✓ 1 Arduino Uno
- ✓ 1 Protoboard 400 furos
- ✓ Fios Jumpers

4.4.4 Montagem do circuito ligado ao sensor MQ-9

O módulo MQ-9 possui 4 pinos: dois pinos para alimentação (Vcc e GND) e dois pinos para emissão dos sinais elétricos, sendo um sinal digital (D0) e o outro um sinal analógico (A0). Para realizar a montagem, os pinos foram conectados na seguinte ordem (Quadro 2):

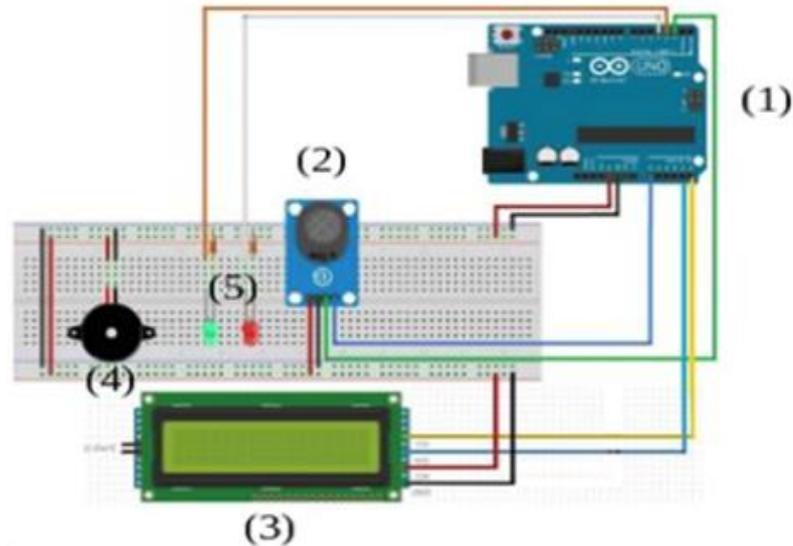
Quadro 2. Descrição de pinos utilizados na montagem do módulo MQ-9.

Pino do sensor MQ	Pino do Arduino
Vcc	5v
GND	GND
A0	A2
D0	7

Fonte: Elaborado pela pesquisa, 2021.

Na Figura 22, vislumbra-se a disposição da placa Arduino e seus componentes.

Figura 22. Disposição da placa Arduino (1), Sensor de Monóxido de Carbono (2), *Display* de Leitura de Níveis de CO em ppm (3), *Buzzer* para sinal sonoro (4) e *Leds* de Sinal Pronto-leitura (verde) ou não pronto-leitura (vermelho) (5).



Fonte: Elaborado pela pesquisa, 2021.

Após sua montagem, o protótipo foi anexado a conexão em “Y” do circuito de ventilação, no sistema de anestesia, para realização do procedimento de detecção de CO produzido artificialmente (Figura 23).

Figura 23. Disposição da placa Arduino compondo o sistema de medição de CO com o sensor de CO disposto no circuito de fluxo do sistema de anestesia inalatório.



Fonte: Adaptado de Barash *et al.*, 2013

4.5 Avaliações do protótipo para detecção de monóxido de carbono em sistema de anestesia

O protótipo foi avaliado quanto ao desenvolvimento da adaptação de um dispositivo de detecção de níveis de monóxido de carbono (CO), em um sistema de ventilação circular fechado, realizando-se, em seguida, testes de eficiência e funcionalidade do protótipo proposto, medindo, quantitativamente, os níveis de CO em concentrações da ordem de partes por milhão (ppm) no sistema de ventilação, através de ensaios controlados; sem envolver pacientes reais. O CO produzido artificialmente, a partir de uma reação química, foi inserido no sistema de anestesia em modo simulado e assim foi medido.

Tratou-se de uma reação de oxidação de espécie química combustível na presença de oxigênio para produção de CO, conhecida classicamente como queima ou combustão.

A combustão é a reação de oxidação mais comum que ocorre com qualquer tipo de composto orgânico. Nesse tipo de reação o composto orgânico é normalmente um combustível e o comburente é o oxigênio (O₂).

Sabe-se que qualquer reação de combustão completa gera dióxido de carbono (CO₂) ao passo que reações de combustão incompletas, ou seja, queimas incompletas, por sua vez geram monóxido de carbono (CO), isto em decorrência da quantidade de oxigênio disponível no momento da reação.

As equações que se seguem a seguir representam exemplos de reações ocorridas durante a combustão, respectivamente.

Reação de combustão completa: metano



Reação de combustão incompleta: negro de fumo ou fuligem



Para a produção de monóxido de carbono no experimento seria válido adotar a equação de metano (CH₄), por exemplo, ou outras reações de Combustão incompletas geradoras de CO.





Entretanto, a reação que utiliza o etanol como combustível foi considerada a mais simples e fácil de executá-la. A quantidade de mols de oxigênio disponibilizada na reação foi para um dado volume do recipiente a dada temperatura derivada da equação dos gases:

$$n = \frac{pV}{RT} \quad (9)$$

Em que:

n – número de mols de oxigênio;

p – pressão no vaso reacional;

V – volume da espécie química em questão.

R – constante universal dos gases;

T - temperatura da mistura reacional antes da combustão.

Para a simples queima incompleta, que necessita de adotar excesso de etanol em relação a quantidade molar do oxigênio, invariavelmente, produziu quantidades apreciáveis de CO. Posteriormente, as concentrações em ppm dos gases produzidos nesta reação de combustão incompleta foram então – ao mesmo tempo que iniciou a contagem do tempo –, introduzidos no circuito fechado do aparelho de anestesia e assim medidos.

Em virtude da qualidade do sensor detector de CO escolhido, e da robustez e confiabilidade do mesmo, para fins de avaliação da funcionalidade do dispositivo desenvolvido, medidas foram registradas no display do dispositivo, tendo em vista que a aferição desta classe de sensores já se deu pelo fabricante.

As medidas de CO em formação no interior do recipiente reacional foram observadas em intervalos de tempo determinados até sua estabilização. Este tipo de observação em química é muito útil para estudar a cinética de formação de uma espécie química para definição de parâmetros cinéticos como velocidade de reação e ordem da reação.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Escolha do sensor e problemas encontrados

Este estudo teve – como objetivo principal – a elaboração e de um dispositivo protótipo, com a funcionalidade de detectar e medir o monóxido de carbono (CO) em um sistema circular, fechado de anestesia, não obstante a origem de sua produção, quer endógena, quer exógena, durante processo de anestesia.

Três versões se fizeram necessárias para se chegar a um dispositivo protótipo funcional, que poderá ser instalado em qualquer sistema circular, fechado, de ventilação do aparelho de anestesia ou que, ainda, poderá vir, já de forma embarcada, em novos aparelhos de anestesia, conferindo, a este, uma versão de última geração desses aparelhos.

As duas primeiras versões concebidas, baseavam-se em periféricos e plataforma Arduino, para elaboração do protótipo que pudesse fazer medições ágeis e precisas de CO, com um sensor justa por extensão (rabicho) até o interior da peça em “Y”; ou qualquer outro ponto do circuito fechado do sistema de anestesia. No primeiro caso, foi escolhido o sensor MQ-8, que é um periférico para Arduino bastante confiável. Todavia, não apresentou a performance desejada, pois apresentou um lapso temporal considerado grande para detecção de CO; e uma precisão de 5 ppm, que se não fosse a lentidão de resposta, poderia ser aceitável para aplicação no protótipo pretendido.

Uma segunda versão foi concebida; dessa vez, substituindo o sensor MQ-8 pelo MQ-9, também compatível com a família Arduino. Contudo, ainda nas avaliações preliminares, já apontaram dificuldades de finalizar um protótipo viável, por apresentar retardo na leitura.

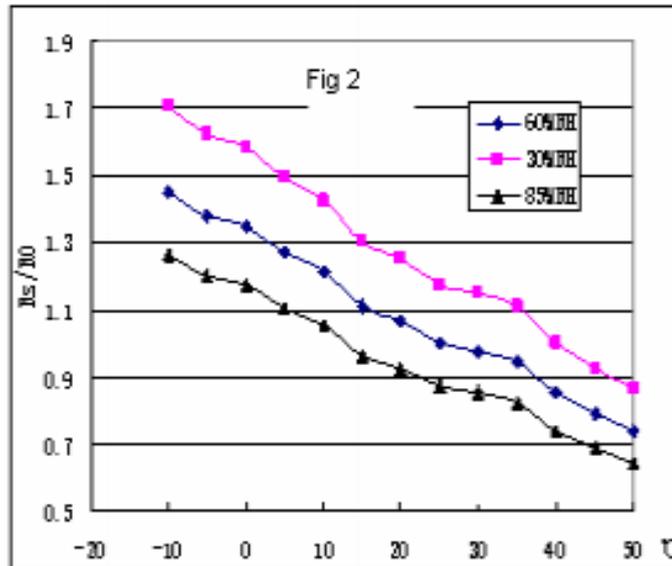
Fez-se necessária a avaliação de qual sensor poderia ser utilizado para evitar gerar leituras errôneas devido às interferências não previamente consideradas.

Outra questão importante é que todos os sensores da família MQ-x sofrem influência da temperatura e umidade em suas leituras. Diante de todas as características dos sensores MQ-x disponíveis, foi escolhido para este projeto o sensor MQ-9, já que poder ser utilizado para medir hidrogênio, álcool, monóxido de carbono e GLP.

A versão final funcional veio com o uso do MQ-9, sendo que não mais sobre plataforma Arduino, mas aplicado em projeto eletrônico dedicado com o qual se arcou com os custos, fortuitamente módico, dado a relativa complexidade do que se pretendia.

A Figura 24, retirada do *datasheet* fornecido pelo fabricante, mostra a influência do sensor MQ-9 à temperatura e umidade em suas medidas.

Figura 24. Influência do sensor MQ-9 a temperatura e umidade em suas medidas.



Fonte: Hanwei Electronics Co, 2020.

Considerando estes fatos e avaliando o *Datasheet* do Sensor MQ-9, pode-se concluir que este sensor foi considerado mais apropriado para aplicação pretendida, minimizando as possibilidades de ruído advindo dos sinais produzidos por outros gases, como o etanol. Em uma aplicação clara dessa não conformidade, pode-se citar, como exemplo, a utilização do sensor MQ-8, quando usado no sistema de fluxo de anestesia em caso da necessidade de sedar um paciente alcoolizado, ao qual poderia gerar sinais falsos de presença de CO, caso a escolha do sensor fosse o MQ-8. Isto é superado pela escolha acertada do MQ-9 por sua maior especificidade de detecção.

Conforme realizada a escolha do sensor, a aferição foi dispensada, tendo em vista que se tratou de um dispositivo de características e precisão de medidas bem estabelecidas de acordo com o constatado pelos gráficos constantes do *Datasheet* do Sensor MQ-9 na Figura 18 descrito anteriormente.

5.2 Simulações

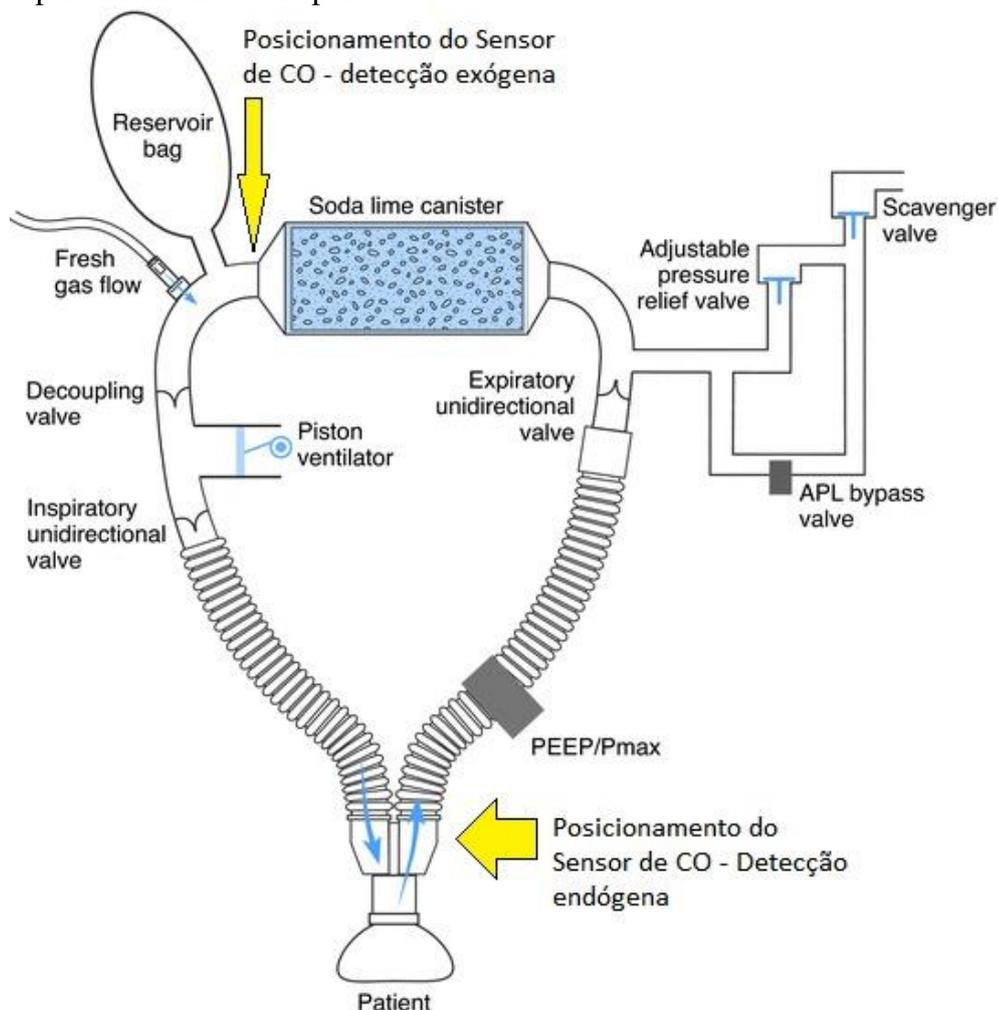
O presente estudo não envolveu testes *in vivo*, em situação na qual um número de pacientes, sob processo de anestesia, teria os níveis de CO monitorados pelo dispositivo protótipo acoplado a um sistema de anestesia. Assim, o protótipo medidor de CO em sistemas de anestesia foi realizado por simulação. Reações químicas foram usadas para produzir CO e uma simples aferição foi procedida, na qual se pode e verificar que o protótipo fez medidas ágeis (2 segundo) e fidedignas (de até 1 a 1000 ppm).

O sensor MQ-9, devidamente encapsulado, foi alocado no interior do tubo “Y” do sistema de anestesia, sendo o ponto onde se pôde medir a presença de CO advinda da exalação do paciente (quando for o caso), quanto da produção a partir da degradação dos anestésicos inalatórios na cal sodada.

O mesmo aparelho protótipo (pois se dispõem de apenas uma unidade), de igual forma, pôde ter seu sensor MQ-9 encapsulado levado por extensão (rabicho) até a parte do circuito logo após a saída do fluxo da cal sodada. Neste ponto, a semelhança do que ocorre com quando o sensor estiver no interior do tubo “Y”, poder-se-á medir rapidamente o aparecimento a partir de 1 ppm de CO advindo da cal sodada.

Como demonstrado na Figura 25, em ambos os casos, o anestesiológista poderá, não só detectar, de pronto, a presença, mais também mensurar a velocidade da elevação de CO no sistema fechado de anestesia. Nesse ínterim, pode tomar providência cabível, desde a suspensão da anestesia, para elucidação do diagnóstico e determinação do tratamento, remarcando o procedimento com segurança para o paciente; ou trocar a cal sodada do canister (quando o CO advier da cal). Concomitantemente, realizar-se-á uma avaliação clínica e laboratorial, com a finalidade de tentar determinar se há, sincronicamente, gênese de produção também endógena de CO, como o que ocorre, por exemplo, na hipertemia maligna.

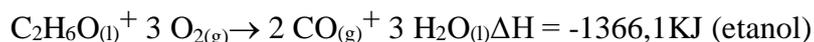
Figura 25. Disposição esquemática do sensor de monóxido de carbono dentro do sistema de fluxo do Aparelho de Anestesia por Fluxo.



Fonte: Adaptado de Vacantiet *al.*, 2011.

Indubitavelmente que, a partir de seu funcionamento adequado, necessitar-se-á de estudos *in vivo*, para análises futuras que trarão robustez e embasamento ao que se propõe. Também permitirá realização de estudos diversos, já que servirá de instrumento de pesquisa de diversas ordens. Por exemplo, quais os níveis de concentração de CO, médio, ou modal, quando se dá o caso no qual esse CO é oriundo de formação indesejável por processo e catalise heterogênea sobre a cal sodada? E, quais anestésicos são mais propícios a decomposição de CO? Quais pacientes com quais etiologias, ou quais pacientes com quais características distintas apresentam maior propensão à formação endógena de CO? Ou ainda, a longo prazo, qual a redução percentual de acidentes neurológicos tardios, revelando qual a extensão estatística do envenenamento por CO em pacientes pós cirúrgicos. Isto para citar apenas algumas das possibilidades?

A aferição do dispositivo por formação controlada de CO se estabelece segundo a reação:



Em que trata da reação de combustão incompleta utilizando-se etanol, já descrita no tópico 3.5 (Equação 8).

5.3 Protótipo final

No que se refere ao protótipo, pôde-se assim dizer que as medidas de CO em formação no interior do recipiente reacional, observadas em intervalos de tempo determinados até sua estabilização, pôde conferir ao protótipo objeto deste trabalho, um aparelho para uso em ensino de química e para condução de experimentos didáticos. Ressalta-se que essa aplicação não partiu das prioridades previstas durante o planejamento, tampouco a execução deste projeto; todavia, configurou-se como sendo uma aplicação suplementar do protótipo desenvolvido.

Não obstante, modificações no tipo de sensor com alguma adaptação nas linhas de comando estabelecem outras possibilidades de usar o sensor como aparelho de experimento cinético para inúmeras outras espécies químicas gasosas tais como Dióxido de Carbono; propano, oxigênio, metano, dentre outros em que se pode encontrar sensores Arduino robustos e confiáveis.

Ademais, as especificações técnicas no protótipo desenvolvido, encontram-se dispostas a seguir:

➤ Características do protótipo:

Medidor de teor de Monóxido de carbono (CO):

Faixa de medição: 0 a 1000 ppm

Resolução: 1 ppm

Exatidão: \pm (5%)

Temperatura:

Faixa de medição: 0 a 50°C

Resolução: 0.1°C

Exatidão: \pm 1°C

Temperatura de operação: 0 a 50°C

Umidade de operação: 10 a 90%UR (sem condensação)

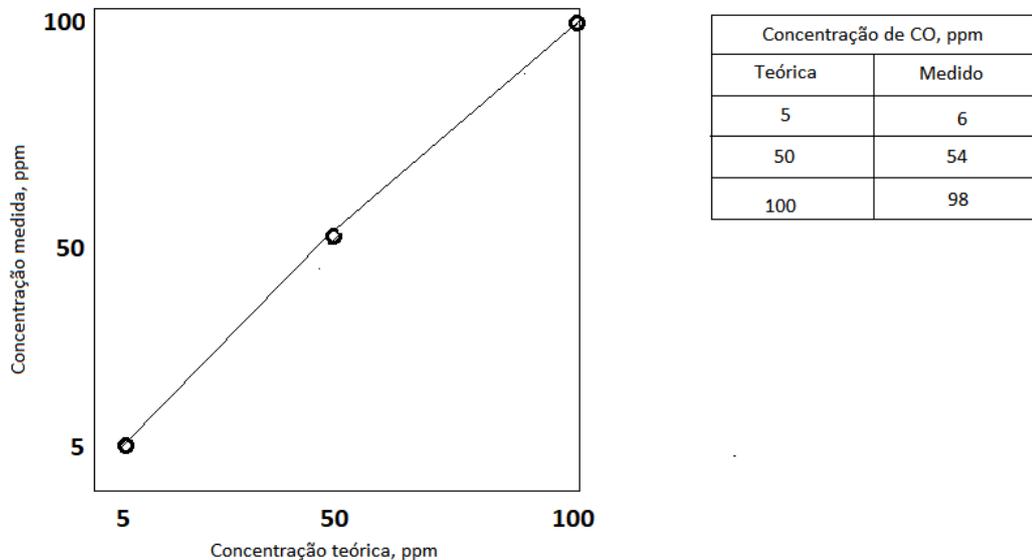
Tipo de sensor: Eletroquímico MQ-9

Alimentação: 2 x 1.5V (AAA)

➤ Aferições

A simulação do uso do referido protótipo descrito na metodologia, deu-se por meio de aferição simples, utilizando-se 03 medidas de concentração de monóxido de carbono simulada por reação química estequiométrica (Equação 8), sendo as 03 medidas de valores distintos, isto é, 5, 50 e 100 ppm, conforme a figura 26 a seguir:

Figura 26. Medidas simuladas da concentração de CO de simples aferição do medidor protótipo.



Fonte: Elaborado pela pesquisa, 2021.

Pôde-se verificar que as medidas de aferição estavam em concordância com a precisão de medidas conferidas pelo sensor MQ-9; que, por sua vez, estão de acordo com as características do componente informadas pelo fabricante deste sensor.

Essa assertiva faz deste sensor utilizado no protótipo, um produto confiável, por conseguinte, consagrado no mercado e na literatura; sendo, por esse motivo, suficiente efetuar uma aferição simples, para uma “validação” aceitável do protótipo.

É salutar ressaltar, que, mesmo que as medidas obtidas apontassem uma precisão aquém dos 10% característicos do componente, como uma flutuação ou necessidade de ajuste no protótipo objeto deste trabalho, ainda assim não seria um problema insuperável, pois esses

ajustes poderiam se dar quando um Medidor de Monóxido de Carbono fosse utilizado de forma embarcada ou adaptada em um aparelho de Anestesia de fluxo.

Como foi descrito anteriormente, um dispositivo completo, para detecção e monitoramento de monóxido de carbono, instalados no circuito de ventilação do aparelho de anestesia, juntamente com um medidor DUPLO, que monitoraram concomitantemente a parte específica na da saída da conexão “Y” e a saída do fluxo do canister de cal sodada. A disposição de dois sensores, estrategicamente posicionados, no circuito fechado de anestesia, como demonstrado na figura 25, permite a equipe médica – em um procedimento de anestesia –, identificar a presença de CO a partir de poucos ppm formado, quer na cal sodada, quer de origem endógena.

Naturalmente, em virtude da sensibilidade e precisão do protótipo, que mede a partir de 1 ppm, um único medidor poderia ser usado no monitoramento do circuito, contudo, a detecção de CO em uma determinada situação, que com certeza seria útil para evitar intoxicação e problemas futuros ao paciente, não deixaria claro ao médico qual sua origem, se endógena ou se pela ação incorreta da cal sodada. A importância do funcionamento do sensor e de seu posicionamento será melhor abordado nas conclusões.

6 – CONCLUSÕES

O dispositivo protótipo concebido e construído neste estudo mostrou-se funcional para equipar aparelhos com detector de monóxido de carbono, de modo embarcado e simulado no sistema de ventilação mecânica usado em pacientes sob anestesia.

As duas primeiras versões, sob plataforma Arduino, quer usando o sensor periférico MQ-8 ou MQ-9, não renderam êxito no objetivo de se obter um dispositivo protótipo ágil e preciso. Desta forma, não foi possível projetar um sistema *hardware/software* Arduino®, capaz de medir e detectar, em partes por milhão, a concentração de CO em um sistema circular, fechado; por isso, realizou-se uma mudança no projeto inicial.

A versão final, que se mostrou viável, consistiu no uso do Sensor MQ-9, devidamente encapsulado sobre uma Placa de PCI projetada de forma dedicada. Essa versão, foi custeada a recurso próprio, contudo com custos módicos, considerando a relativa complexidade eletrônica do protótipo. Este, por sua vez, após confeccionado, foi embarcado em no sistema fechado, circular de anestesia; e pôde ser submetido às aferições controladas de CO, apresentando uma leitura do referido gás em curto período de tempo; dentro das especificações – já validadas – pelo fabricante.

A utilização prática do protótipo desenvolvido pôde se dar na versão realizada neste estudo, em que o dispositivo foi concebido para ser acoplado em aparelho de anestesia. Nesse sentido, mais adiante, há a possibilidade desse protótipo se tornar um produto que possa equipar, como um *upgrade*, a ser executado sobre qualquer modelo de aparelho de anestesia. Ou, ainda, para que novos aparelhos de anestesia já sejam fabricados contendo um par de medidores de CO, sendo um acoplado ao tubo “Y” e outro a descarga advinda do recipiente de cal sodada.

Aparelhos de anestesia, equipados com a inovação apresentada nesse trabalho, poderão contribuir com no campo da ventilação com circuito fechado, em anestesia geral, colaborando com a pesquisa e o levantamento de dados relevantes relacionados às graves consequências de envenenamento por CO, em paciente submetidos a tais níveis, durante o processo de anestesia.

Contribuir com a pesquisa e o conhecimento de agentes tóxicos, suas características de toxicidade, mecanismos de ação e o quadro clínico que produzem, permite o domínio dos profissionais de saúde, sob hipótese diagnóstica de a intoxicação poder ser incluída na avaliação dos pacientes. Não obstante, o reconhecimento do agravo e o desenho de seu perfil

epidemiológico facilitam o desenvolvimento das políticas de saúde necessárias para sua prevenção e controle.

A partir de então, a utilização de protótipos surge da necessidade de se avaliar soluções de forma precoce, visando reduzir os custos das inevitáveis mudanças. As avaliações, em suas diversas formas, constituem uma atividade importante da engenharia de usabilidade. A usabilidade requer experimentação e avaliação porque existe a necessidade de verificação da qualidade de soluções que envolvem a interação com o ser humano. Como não se consegue modelar efetivamente o comportamento do ser humano, devido à sua complexidade e variedade, as avaliações com os usuários são utilizadas para validação das soluções.

Pôde-se observar, portando, que – a partir desse estudo –, abrir-se-á novas perspectivas, em áreas as mais diversas, perpassando não apenas na medicina – fruto desse estudo –, mais também na área da engenharia química – ensino e pesquisa –, engenharia de alimentos; na fisioterapia entre outras.

Ademais, espera-se que esta pesquisa possa auxiliar profissionais da saúde na detecção precoce da presença e concentração de CO em procedimentos sob anestesia geral, em sistemas fechados, com absorvedor, bem como pacientes críticos em UTI's, sob ventilação controlada, com possível detecção precoce de CO como causa de patologias endógenas. Também, auxiliar nas pesquisas futuras sobre a relação entre concentração e efeito do CO; e produção futura de dispositivos tecnológicos para aferição contínua de CO.

REFERÊNCIAS

- ANDREWS, D.A.; ZINGER, I.; HOGE, R.D.; BONTA, J.; GENDREAU, P.; CULLEN, F.T. Does correctional treatment work? A clinically-relevant and psychologically-informed meta-analysis. **Criminology**. v.28, n.3, p.369–404, 1990.
- APPOLINÁRIO, F. **Dicionário de Metodologia Científica**. 2. ed. São Paulo: Atlas, 2011. 295p.
- BARASH, P.G.; CULLEN, B. F.; STOELTING, R.K.; CAHALAN, M.K.; STOCK, M. C.; ORTEGA, R.; SHARAR, S.R.; HOLT, N.F. Clinical anesthesia. 8 ed. Philadelphia: Wolter Kluwer Health. 4543 p. ISBN: 9781496337016. biomonitoring studies. **Journal of Clinical Anesthesia**, v.35, n.1, p. 326–331, 2017.
- BARASH, P.G.; CULLEN, B.F.; STOELTING, R.K.; CAHALAN, M.K.; STOCK, M.C.; ORTEGA, R. **Clinical Anesthesia**. 7th edition. Lippincot Williams & Wilkins; 2013.
- BAÚ DA ELETRÔNICA – **Sensor de gás MQ-9 Monóxido de Carbono**. (S/D). Disponível em: <https://www.baudaeletronica.com.br/sensor-de-gas-mq-9-monoxido-de-carbono.html>. Acesso em: 14 de Nov. 2020.
- BAXTER, P.J.; GARTON, K.; KHARASCH, E.D. Mechanistic aspects of carbon monoxide formation from volatile anesthetics. American Society of Anesthesiologists. **Anesthesiology**. Lippincot Williams & Wilkins; v. 89, p.929–941,1998.
- BOZEMAN, W.P.; MYERS, R.A.; BARISH, R.A. Confirmation of the pulse oximetry gap in carbon monoxide poisoning. **Annals of Emergency Medicine**. v.30, n.5, p. 608-611, 1997.
- BRANDÃO NETO, R.A. Intoxicação por Monóxido de Carbono. **MedicinaNet**. 2018. Disponível em: http://www.medicinanet.com.br/conteudos/revisoes/7361/intoxicacao_por_monoxido_de_carbono.htm Acesso em: 09 de Nov. 2020.
- BRAZ, L.G.; BRAZ, J.R.C.; CAVALCANTE, G.A.S.; SOUZA, K.M.; LUCIO, L.M. C.; BRAZ, M.G. Comparação de resíduos de gases anestésicos em salas de operação com ou sem sistema de exaustão em hospital universitário brasileiro. **Revista Brasileira de Anestesiologia**. v. 67, n.5 p. 516-520,2017.
- BROCKWELL, R.C. **Inhaled anesthetic delivery systems**. In: MILLER, R.D ed. Anesthesia. 6th ed. Philadelphia, PA: Churchill Livingstone, 2004, 295p.
- BÚRIGO, T.G. Tutoriais de Anestesia. **Absorvedores de Gás Carbônico**. 2013. Disponível em: <http://grofsc.net/wp/wp-content/uploads/2013/07/Absorvedores-de-CO2.pdf>. Acesso em: 11 de Nov. 2020.
- CÂNDIDO, G. **Sensor De Gás Mq-135 ea Família De Sensores MQ**.2017. Disponível em: <https://portal.vidadesilicio.com.br/sensor-de-gas-mq-135-familia-sensores-mq/>. Acesso em: 07 Dez. 2020.

CARDOSO, M.C.A.F.; SILVA, A.M.T. Pulse Oximetry: Instrumental Alternative in the Clinical Evaluation by the Bed for the Dysphagia. **International Archives Otorhinolaryngology**. v.14, n.2, p. 231-238, 2010.

GODOI, I.C de.; PINTO, P.H de P. **Testador de teor alcoólico para avaliação de segurança de empregados em processos críticos**. 2018. 87f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal do Paraná – UFPR, Curitiba – PR, Brasil.

HANWEI ELECTRONICS CO. **Datasheet sensor MQ-9**. Disponível em: <http://www.haoyuelectronics.com/Attachment/MQ-9/MQ9.pdf>. Acesso em: 17 Dez. 2020.

HANWEIELECTRONICS. **TECHNICAL DATA MQ-8 GAS SENSOR**. (2015). Disponível em: https://img.filipeflop.com/files/download/Sensor_de_gas_MQ-8.pdf. Acesso em: 14 de Nov. 2020.

HARPER, A.; CROFT-BAKER, J. Carbon monoxide poisoning: undetected by both patients and their doctors. **Age Ageing**, v. 33, n.2, p.105-109, 2004.

HÖNEMANN, C.; MIERKE, B. **Anestesia de flujo bajo, flujo mínimo y flujo metabólico Técnicas**. Lübeck, Alemanha: Drägerwerk AG &Co. KGaA; 2016. Disponível em: <https://www.draeger.com/Library/Content/Folle-to%20de%20Anestesia%20de%20flujo%20bajo.pdf>. Acesso em: 04 de Nov. 2020.

HÖNEMANN, C.; HAGEMANN, O.; DOLL, D. Inhalational anesthesia with low fresh gas flow. **Indian J Anaesth**. v.57, p.345-50, 2013.

JUNZHENG WU, M.D.; JOSEPH P. PREVITE, M.D.; ELENA ADLER, M.D.; TROY MYERS, JOHN BALL, A.S.; JOEL B. GUNTER, M.D. Spontaneous ignition, explosion, and fire with sevoflurane and barium hydroxide lime. **Anesthesiology**, v.101, n. 2, p.531–3, 2004.

KAO, L.W.; NAÑAGAS, K.A. Carbon monoxide poisoning. **Emergency Medicine Clinics of North America**, v.22, n.4, p.985-1018, 2004.

KOUDA, S.; BENDIB, T.; SAMIR, B.; DENDOUGA, A.; Design of a Selective Smart Gas Sensor Based on ANN-FL Hybrid Modeling. **Journal of Nano- and Electronic Physics**, v.10, n.6, p.06011-1-06011-5, 2018.

LASTER, M.; ROTH, P.; EGER, El 2nd: Fires from the interaction of anesthetics with desiccated absorbent. **Anesthesia & Analgesia**, v. 99, n. 3, p. 769-774, 2004.

LOPEZ, D.M.; WEINGARTEN-ARAMS, J.S.; SINGER, L.P.; CONWAY JR, E.E. Relationship between arterial, mixed venous, and internal jugular carboxyhemoglobin concentrations at low, medium, and high concentrations in a piglet model of carbon monoxide toxicity. **Critical Care Medicine**. v.28, n.6, p.1998-2001, 2000.

MANUAL DE TOXICOLOGIA CLÍNICA: **Orientações para assistência e vigilância das intoxicações agudas** / [Organizadores] Edna Maria Miello Hernandez, Roberto Moacyr

Ribeiro Rodrigues, Themis Mizerkowski Torres. São Paulo: Secretaria Municipal da Saúde, 2017. 465 p.

MARTINS, L.H. de F. **Carboxihemoglobinemia e metahemoglobinemia em anestesia geral inalatória com sevoflurano em circuito semifechado com baixo fluxo de gases frescos**. 2017. 57f. Dissertação (Mestrado em Ciências Aplicadas à Saúde do Adulto) - Universidade Federal de Minas Gerais – Belo Horizonte – MG, Brasil.

MENDES, R.S.; STRELOW, F.H. **Monitoramento de gases por meio de rede de sensores controlados com Arduino**. 2015. 60f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Ambiental) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Medianeira, 2015.

MURRAY, J.M.; RENFREW, C.W.; BEDI, A.; MCCRYSTAL, C.B.; JONES, D.S.; FEE, J.P. Amsorb: a new carbon dioxide absorbent for use in anesthetic breathing systems. *Anesthesiology*. v. 91, n. 5, p. 1342–8, 1999.

O'MALLEY, G.F. Non-invasive carbon monoxide measurement is not accurate. *Annals of Emergency Medicine*, v.48, n.4, p.477-8, 2006.

PANTALEÃO, I. **Formação de substâncias tóxicas durante a anestesia inalatória**. 2017. 55f. Dissertação (Mestrado Integrado em Medicina) - Faculdade de Medicina da Universidade do Porto. Porto, Portugal.

PARTHASARATHY, S. The Closed Circuit And The Low Flow Systems. *Indian Journal of Anaesthesia*, v.57, n.5, p. 516–524, 2013.

PASSAGLI, M.F. **Toxicologia forense: teoria e prática**. 4^a ed. Campinas: Millennium; 2013.

PIRES, E.H de S. **Projeto de uma unidade de monitoramento e controle ambiental**. 2018. 102f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Mecatrônica) - Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, 2018.

REIS, F dos. Bóson treinamentos em ciência e tecnologia. **Sensor MQ-8 de Gás Hidrogênio e Arduino – Funcionamento**. 2020. Disponível em: <http://www.bosontreinamentos.com.br/eletronica/arduino/sensor-mq-8-de-gas-hidrogenio-e-arduino-funcionamento/>. Acesso em: 14 de Nov. 2020.

ROSE, J.J.; WANG, L.; XU, Q.; MCTIERNAN, C.F.; SHIVA, S.; TEJERO, J.; GLADWIN, M.T. Carbon Monoxide Poisoning: Pathogenesis, Management, and Future Directions of Therapy. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. v.196, n.3, p.398-399, 2017.

SANTOS, J.S. **Detector de vazamento de gás com aviso por SMS**. 2012. 93f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia da Computação) – UniCEUB – Centro Universitário de Brasília. Brasília. 2012.

SILVA, M.P da.; SOARES, J.V. **Robô rádio controlado para inspeção de vazamentos de gás**. 2014. 40f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Elétrica) –

Universidade do Vale do Paraíba – UNIVAP, São José dos Campos – SP, Brasil.

THOM, S.R. Carbon Monoxide Pathophysiology and Treatment. In: NEUMAN, T.S.; THOM, S.R. **Physiology and Medicine of Hyperbaric Oxygen Therapy**. 1st. Estados Unidos: Saunders, 2008. p.321-348.

THOM, S.R.; TABER, R.L.; MENDIGUREN, II.; CLARK, J.M.; HARDY, K.R.; FISHER, A.B. Delayed neuropsychologic sequela e after carbon monoxide poisoning: prevention by treatment with hyperbaric oxygen. **Annals of Emergency Medicine**, v.25, n.4, p.474-480, 1995.

TOUGER, M.; BIRNBAUM, A.; WANG, J.; CHOU, K.; PEARSON, D.; BIJUR, P. Performance of the RAD-57 Pulse Co-Oximeter Compared With Standard Laboratory Carboxyhemoglobin Measurement. **Annals of Emergency Medicine**. v.56, n.4, p.382-388, 2010.

TOUGER, M.; GALLAGHER, E.J.; TYRELL, J. Relationship between venous and arterial carboxyhemoglobin levels in patients with suspected carbon monoxide poisoning. **Annals of Emergency Medicine**. v.25, n.4, p.481-483, 1995.

TRAUB, S.J.; BURNS, M.M. Envenenamento por monóxido de carbono. **UpToDate**. 2020. Disponível em: file:///D:/Users/Microsoft/Downloads/Carbon%20monoxide%20poisoning%20-%20UpToDate%20(1).pdf. Acesso em: 02 de Fev. 2020.

TRITAPEPE, L.;MACCHIARELLI,G.; ROCCO, M.;SCOPINARO, F.;SCHILLACI, O.; MARTUSCELLI, E.; MOTTA, P.M. Functional and ultrastructural evidence of myocardial stunning after acute carbon monoxide poisoning. **Critical Care Medicine**, v.26, n.4, p.797-801, 1998.

VACANTI, C. A.; SIKKA, P.K .; URMAN, R. U.; DERSHWITZ, M.; SEGAL, B.S. (eds) 2011. **Essential Clinical Anesthesia**, New York, NY: Cambridge University Press, pp. 960-965.

VENDRAMIN, D.; TANIGUCHI, A.V.; YAGUISHITA, F.; GASPERIN, A.A.M. Anestesia Inalatória. In:TANAKA, P.P. Cap. 6. **Título superior em anestesiologia: tópicos essenciais**.Curitiba: Impresso na Gráfica do Laboratório Cristália, 2014. P.105-120.

VOSS, H.G.J. **Desenvolvimento de um Nariz Eletrônico aplicado à determinação do estágio de maturação em pessegueiros**. 2019. 93f. Dissertação (Mestrado em Computação Aplicada - Área de Concentração: Computação para Tecnologias em Agricultura) - Universidade Estadual de Ponta Grossa – Ponta Grossa – PR, Brasil.

WOLF, S.J.; MALONEY, G.E.; SHIH, R.D.; SHY, B.D.; BROWN, M.D. Clinical Policy: Critical Issues in the Evaluation and Management of Adult Patients Presenting to the Emergency Department With Acute Carbon Monoxide Poisoning. **Annals of Emergency Medicine**. v. 69, n. 1, p.98-107, 2017.

YAMANAKA, V.Y. **Exposição ocupacional a gases anestésicos no bloco operatório do Hospital Distrital de Bragança**.2019. 89f. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Ambiental)

- Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Instituto Politécnico de Bragança – Bragança – PR, Brasil.

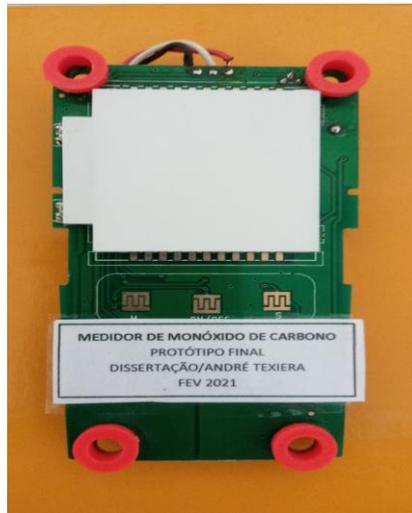
ZHENGZHOU WINSEN ELECTRONICS TECHNOLOGY CO., LTD. Fammable Gas Sensor Model: MQ-8. S/D. **Manual de publicação da Zhengzhou Winsen Electronics Technology Co., Ltd.** Disponível em:
<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MQ-8%20Ver1.3%20-%20Manual.pdf>. Acesso em: 14 de Nov. 2020.

APÉNDICE

APÊNDICE A – MONTAGEM DO PROTÓTIPO

Após encerrado todo processo de estudo e escolha final de todos os componentes, bem a montagem final do protótipo (Figura A1), deu-se o início da confecção do arcabouço final, para sua proteção e acomodação da fonte de alimentação, necessária para seu funcionamento.

Figura A1 – Disposição do arcabouço e fonte de alimentação.



A partir da produção do arcabouço para acomodação, providenciou-se o encaixe da fonte de alimentação do sensor. (Figura A2).

Figura A2 –Encaixe da fonte de alimentação do sensor.



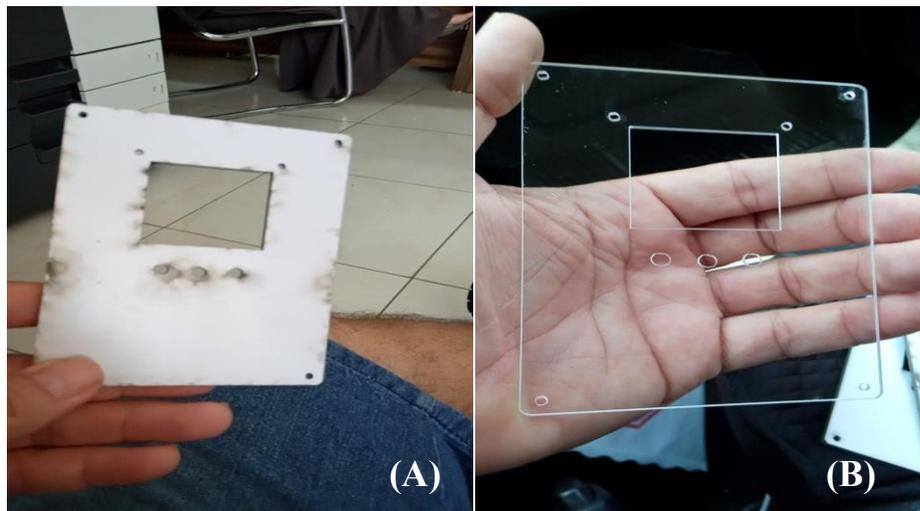
A seguir – como demonstrado na figura A3 –, foi instalado o rabicho que será conectado ao sensor; por conseguinte, ao sensor que fará a captação do CO no sistema de anestesia.

Figura A3 – Sistema de captação do monóxido de carbono no processo de anestesia.



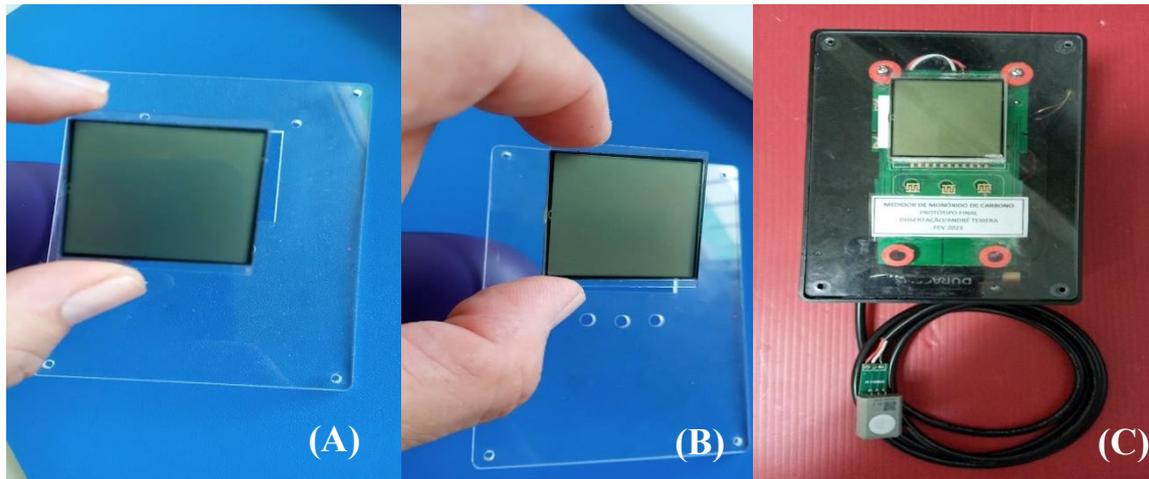
Após confecção, acondicionamento e encaixe dos componentes, do sistema de alimentação bem como da à conexão periférica –, deu-se a montagem da placa de acrílico. Primeiro, montagem e corte a laser da placa inicial (A), após este pronto, deu-se o acabamento final (B).

Figura A4 – Corte a laser da placa inicial (A), acabamento final (B).



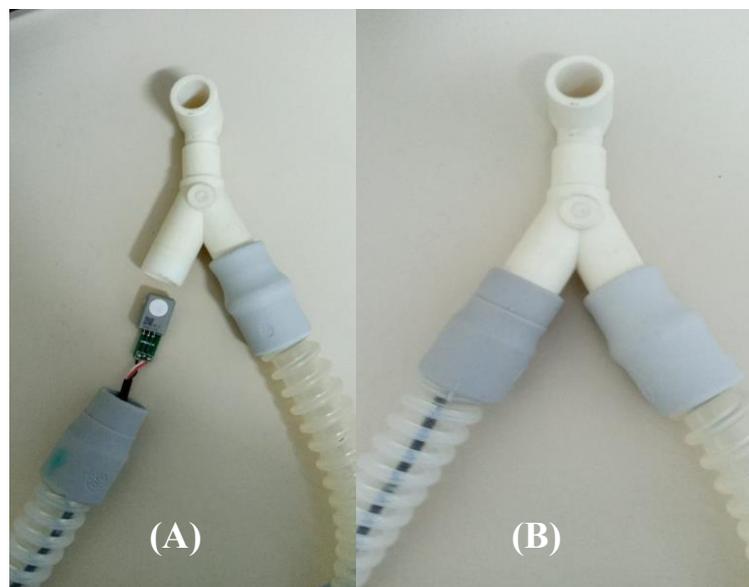
Terminado o processo, foi realizada, então, a instalação do display na placa de acrílico; e, a seguir, a instalação final do protótipo em sua caixa. Figuras (A) e (B) demonstram a instalação do display; a figura (C), a montagem e final do protótipo.

Figura A5 – Instalação do display (A) e (B), concepção do protótipo (C).



Tratando-se de um estudo experimental, com a produção artificial de CO, em laboratório, pôde-se realizar a aferição da funcionalidade do protótipo, embarcando o sensor diretamente em um dos ramos do circuito fechado do Sistema de anestesia (Figura A e B). Isso se deu, devido a um orifício na parte final do ramo – motivo pelo qual fora descartado do uso habitual.

Figura A6 – Circuito fechado do Sistema de anestesia. Sensor conectado a um dos ramos “Y” (A), Sensor introduzido no ramo “Y” (B).



Para aferições futuras, com estudos *in vivo* durante anestesia geral, aprimorar-se-á o sensor para que seja feito o devido acondicionamento, quer na conexão em “Y”, quer no fluxo de saída do canister, como mencionado anteriormente na figura A6. Na Figura A7, demonstra-se, esquematicamente, uma possível adaptação na peça em “Y”.

Figura A7 – Esquema de adaptação na conexão em “Y”.



ANEXOS

ANEXO A – DATASHEET MQ8

Conforme mencionado, após inúmeros estudos, decidiu-se usar os sensores da família MQ na confecção do protótipo. Neste caso, foram escolhidos os sensores MQ8 e MQ9. Abaixo, segue a descrição do “datasheet” do sensor MQ8, oferecido pelo fabricante.



Flammable Gas Sensor

(Model: MQ-8)

Manual

Version: 1.3

Valid from: 2014-05-01

Zhengzhou Winsen Electronics Technology Co., Ltd

Statement

This manual copyright belongs to Zhengzhou Winsen Electronics Technology Co., LTD. Without the written permission, any part of this manual shall not be copied, translated, stored in database or retrieval system, also can't spread through electronic, copying, record ways.

Thanks for purchasing our product. In order to let customers use it better and reduce the faults caused by misuse, please read the manual carefully and operate it correctly in accordance with the instructions. If users disobey the terms or remove, disassemble, change the components inside of the sensor, we shall not be responsible for the loss.

The specific such as color, appearance, sizes &etc, please in kind prevail.

We are devoting ourselves to products development and technical innovation, so we reserve the right to improve the products without notice. Please confirm it is the valid version before using this manual. At the same time, users' comments on optimized using way are welcome.

Please keep the manual properly, in order to get help if you have questions during the usage in the future.

Zhengzhou Winsen Electronics Technology CO., LTD

MQ-8 Semiconductor Sensor for Hydrogen Gas

Profile

Sensitive material of MQ-8 gas sensor is SnO_2 , which with lower conductivity in clean air. When hydrogen gas exists, the sensor's conductivity gets higher along with the gas concentration rising. Users can convert the change of conductivity to correspond output signal of gas concentration through a simple circuit. MQ-8 gas sensor has high sensitivity to hydrogen gas, also has anti-interference to other gases. This sensor can detect hydrogen, especially city gas. It is a kind of low-cost sensor for kinds of applications.

Features

It has good sensitivity to hydrogen gas in wide range, and has advantages such as long lifespan, low cost and simple drive circuit &etc.

Main Applications

It is widely used in domestic gas leakage alarm, industrial flammable gas alarm and portable gas detector.

Technical Parameters Stable.1

Model		MQ-8	
Sensor Type		Semiconductor	
Standard Encapsulation		Bakelite, Metal cap	
Target Gas		Hydrogen	
Detection range		100~1000ppm(H_2 gas)	
Standard Circuit Conditions	Loop Voltage	V_c	$\leq 24\text{V DC}$
	Heater Voltage	V_H	$5.0\text{V} \pm 0.1\text{V AC or DC}$
	Load Resistance	R_L	Adjustable
Sensor character under standard test conditions	Heater Resistance	R_H	$29\Omega \pm 3\Omega$ (room tem.)
	Heater consumption	P_H	$\leq 900\text{mW}$
	Sensitivity	S	$R_s(\text{in air})/R_s(\text{in } 1000\text{ppm } \text{H}_2) \geq 5$
	Output Voltage	V_s	$2.5\text{V} \sim 4.0\text{V}$ (in 1000ppm H_2)
	Concentration Slope	α	$\leq 0.6(R_{1000\text{ppm}}/R_{400\text{ppm}} \text{H}_2)$
Standard test conditions	Tem. Humidity	$20^\circ\text{C} \pm 2^\circ\text{C}; 55\% \pm 5\% \text{RH}$	
	Standard test circuit	$V_c: 5.0\text{V} \pm 0.1\text{V};$ $V_H: 5.0\text{V} \pm 0.1\text{V}$	
	Preheat time	Over 48 hours	

NOTE: Output voltage (V_s) is V_{RL} in test environment.

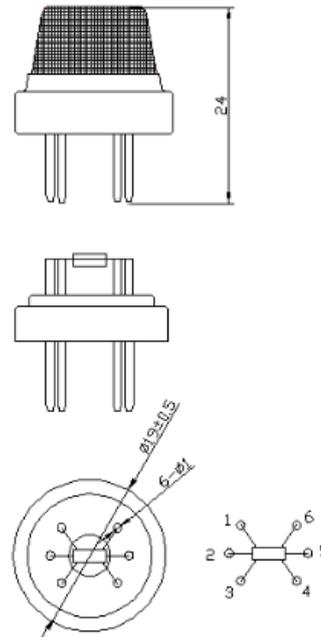


Fig1.Sensor Structure

Unit: mm

Basic Circuit

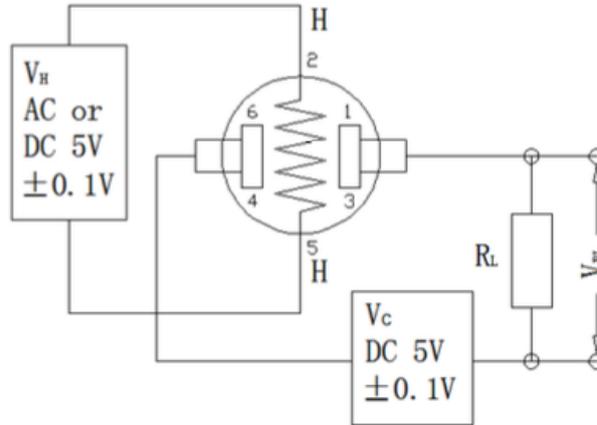


Fig2. MQ-8 Test Circuit

Instructions: The above fig is the basic test circuit of MQ-8. The sensor requires two voltage inputs: heater voltage (V_H) and circuit voltage (V_C). V_H is used to supply standard working temperature to the sensor and it can adopt DC or AC power, while V_{RL} is the voltage of load resistance R_L which is in series with sensor. V_C supplies the detect voltage to load resistance R_L and it should adopt DC power.

Description of Sensor Characters

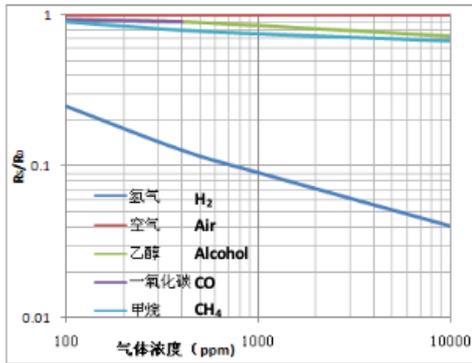


Fig3. Typical Sensitivity Curve

The ordinate is resistance ratio of the sensor (R_s/R_0), the abscissa is concentration of gases. R_s means resistance in target gas with different concentration, R_0 means resistance of sensor in dean air. All tests are finished under standard test conditions.

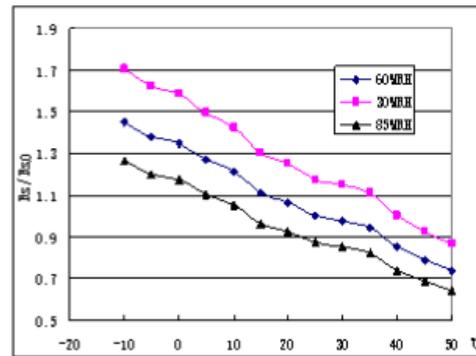


Fig4. Typical temperature/humidity characteristics

The ordinate is resistance ratio of the sensor (R_s/R_{so}). R_s means resistance of sensor in 1000ppm H_2 gas under different tem. and humidity. R_{so} means resistance of the sensor in 1000ppm H_2 gas under 20°C/55%RH.

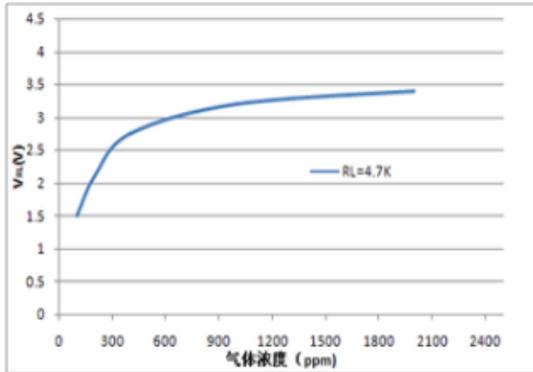

Fig5.Sensitivity Curve

Fig5 shows the V_{RL} in hydrogen with different concentration. The resistance load R_L is 4.7 K Ω and the test is finished in standard test conditions.

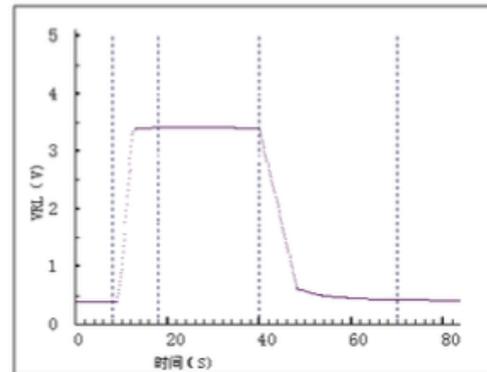
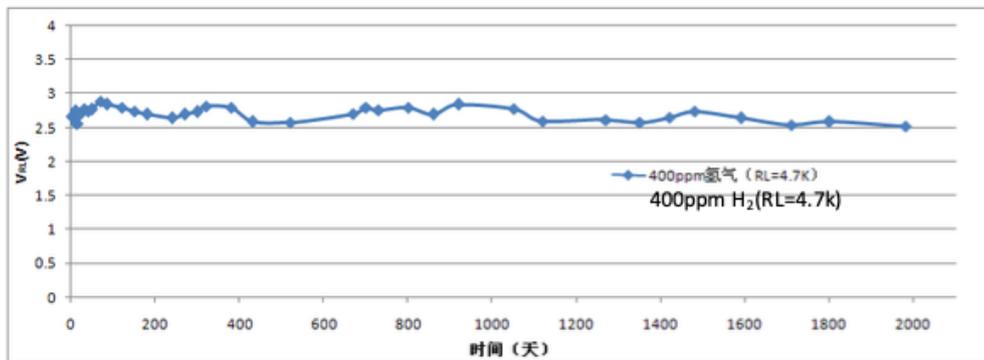

Fig6.Response and Resume

Fig5 shows the changing of V_{RL} in the process of putting the sensor into target gas and removing it out.


Fig7.long-term Stability

Test is finished in standard test conditions, the abscissa is observing time and the ordinate is V_{RL} .

Cautions

1. Following conditions must be prohibited

1.1 Exposed to organic silicon steam

Sensing material will lose sensitivity and never recover if the sensor absorbs organic silicon steam. Sensors must avoid exposing to silicon bond, fixture, silicon latex, putty or plastic contain silicon environment.

1.2 High Corrosive gas

If the sensors are exposed to high concentration corrosive gas (such as H_2S , SO_x , Cl_2 , HCl etc.), it will not only result in corrosion of sensors structure, also it cause sincere sensitivity attenuation.

1.3 Alkali, Alkali metals salt, halogen pollution

The sensors performance will be changed badly if sensors be sprayed polluted by alkali metals salt especially brine, or be exposed to halogen such as fluorine.

1.4 Touch water

Sensitivity of the sensors will be reduced when splattered or dipped in water.

1.5 Freezing

To avoid icing on sensor's surface, otherwise sensing material will be broken and lost sensitivity.

1.6 Applied higher voltage

Applied voltage on sensor should not be higher than stipulated value, even if the sensor is not physically damaged or broken, it causes down-line or heater damaged, and bring on sensors' sensitivity characteristic changed badly.

1.7 Voltage on wrong pins

For 6 pins sensor, Pin 2&5 is heating electrodes, Pin (1,3)/(4,6) are testing electrodes (Pin 1 connects with Pin 3, while Pin 4 connects with Pin 6). If apply voltage on Pin 1&3 or 4&6, it will make lead broken; and no signal putout if apply on pins 2&4.

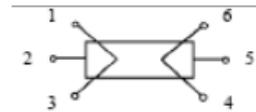


Fig8. Lead sketch

2. Following conditions must be avoided

2.1 Water Condensation

Indoor conditions, slight water condensation will influence sensors' performance lightly. However, if water condensation on sensors surface and keep a certain period, sensors' sensitive will be decreased.

2.2 Used in high gas concentration

No matter the sensor is electrified or not, if it is placed in high gas concentration for long time, sensors characteristic will be affected. If lighter gas sprays the sensor, it will cause extremely damage.

2.3 Long time storage

The sensors resistance will drift reversibly if it's stored for long time without electrify, this drift is related with storage conditions. Sensors should be stored in airproof bag without volatile silicon compound. For the sensors with long time storage but no electrify, they need long galvanical aging time for stability before using. The suggested aging time as follow:

Stable2.

Storage Time	Suggested aging time
Less than one month	No less than 48 hours
1 ~ 6 months	No less than 72 hours
More than six months	No less than 168 hours

2.4 Long time exposed to adverse environment

No matter the sensors electrified or not, if exposed to adverse environment for long time, such as high humidity, high temperature, or high pollution etc., it will influence the sensors' performance badly.

2.5 Vibration

Continual vibration will result in sensors down-lead response then break. In transportation or assembling line, pneumatic screwdriver/ultrasonic welding machine can lead this vibration.

2.6 Concussion

If sensors meet strong concussion, it may lead its lead wire disconnected.

2.7 Usage Conditions

2.7.1 For sensor, handmade welding is optimal way. The welding conditions as follow:

- Soldering flux: Rosin soldering flux contains least chlorine
- homothermal soldering iron
- Temperature: 250℃
- Time: less than 3 seconds

2.7.1 If users choose wave-soldering, the following conditions should be obey:

- Soldering flux: Rosin soldering flux contains least chlorine
- Speed: 1-2 Meter/Minute
- Warm-up temperature: 100±20℃
- Welding temperature: 250±10℃
- One time pass wave crest welding machine

If disobey the above using terms, sensors sensitivity will reduce.

Zhengzhou Winsen Electronics Technology Co., Ltd

Add: No.299, Jinsuo Road, National Hi-Tech Zone,
Zhengzhou 450001 China

Tel: +86-371-67169097/67169670

Fax: +86-371-60932988

E-mail: sales@winsensor.com

Website: www.winsensor.com

ANEXO B – DATASHEET MQ9

Abaixo, segue a descrição do “datasheet” do sensor MQ9, oferecido pelo fabricante. Conforme descrito no estudo, este foi o sensor que apresentou melhor resposta; por isso, escolhido para confecção final do protótipo.

Henan Hanwei Electronics Co., Ltd

www.hwsensor.com

MQ-9 Semiconductor Sensor for CO/Combustible Gas

Sensitive material of MQ-9 gas sensor is SnO₂, which with lower conductivity in clean air. It make detection by method of cycle high and low temperature, and detect CO when low temperature (heated by 1.5V). The sensor's conductivity is more higher along with the gas concentration rising. When high temperature (heated by 5.0V), it detects Methane, Propane etc combustible gas and cleans the other gases adsorbed under low temperature. Please use simple electrocircuit, Convert change of conductivity to correspond output signal of gas concentration.

MQ-9 gas sensor has high sensitivity to Carbon Monoxide, Methane and LPG. The sensor could be used to detect different gases contains CO and combustible gases, it is with low cost and suitable for different application.

Character

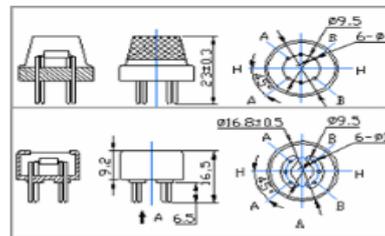
- * Good sensitivity to CO/Combustible gas
- * High sensitivity to Methane, Propane and CO
- * Long life and low cost
- * Simple drive circuit

Application

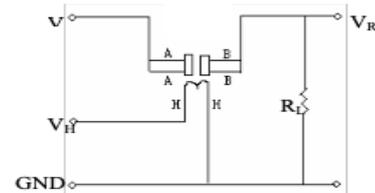
- * Domestic gas leakage detector
- * Industrial gas detector
- * Portable gas detector

Technical Data

Configuration



Basic test loop



The above is basic test circuit of the sensor. The sensor need to be put 2 voltage, heater voltage (VH) and test voltage (VC). VH used to supply certified working temperature to the sensor, while VC used to detect voltage (VRL) on load resistance (RL) whom is in series with sensor. The sensor has light polarity, Vc need DC power. VC and VH could use same power circuit with precondition to assure performance of sensor. In order to make the sensor with better

Model No.		MQ-9	
Sensor Type		Semiconductor	
Standard Encapsulation		Bakelite	
Detection Gas		CO and combustible gas	
Concentration		10-100ppm CO 100-10000ppm combustible gas	
Circuit	Loop Voltage	Vc	≤10V DC
	Heater Voltage	VH	5.0V±0.2V AC or DC (High) 1.5V±0.1V AC or DC (Low)
	Heater Time	TL	60±1S (High) 90±1S (Low)
	Load Resistance	RL	Adjustable
Character	Heater Resistance	RH	31Ω±3Ω (Room Tem.)
	Heater consumption	PH	≤350mW
	Sensing Resistance	RS	2KΩ-20KΩ (in 100ppm CO)
	Sensitivity	S	RS(in air)/RS(100ppm CO) ≥5
	Slope	α	≤0.6 (R300ppm/R100ppm CO)
Condition	Tem. Humidity	20°C±2°C; 65%±5%RH	
	Standard test circuit	Vc: 5.0V±0.1V; VH (High): 5.0V±0.1V; VH (Low): 1.5V±0.1V	
	Preheat time	Over 48 hours	

performance, suitable RL value is needed:

Power of Sensitivity body (Ps): $Ps = Vc^2 \times Rs / (Rs + RL)^2$

Tel: 86-371-67169070/80 Fax: 86-371-67169090

Email: sales@hwsensor.com

Resistance of sensor(R_s): $R_s=(V_c/V_{RL}-1)\times R_L$

Sensitivity Characteristics

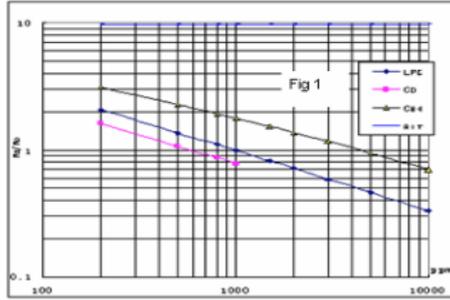


Fig.1 shows the typical sensitivity characteristics of the MQ-9, ordinate means resistance ratio of the sensor (R_s/R_o), abscissa is concentration of gases. R_s means resistance in different gases, R_o means resistance of sensor in 1000ppm LPG. All test are under standard test conditions.

Influence of Temperature/Humidity

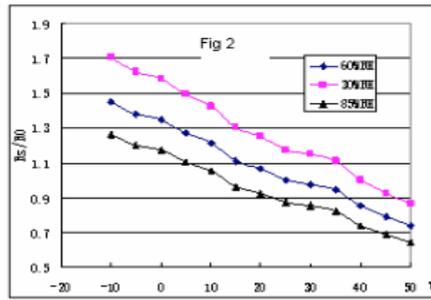
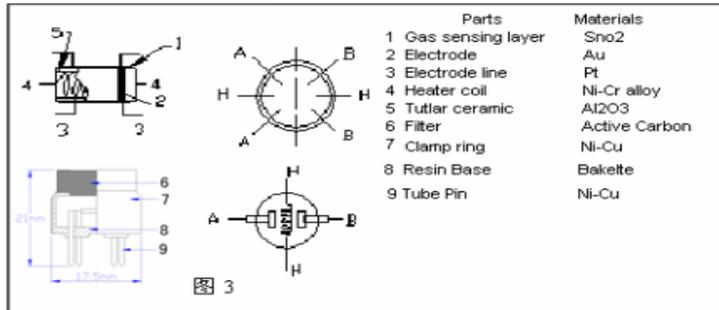


Fig.2 shows the typical temperature and humidity characteristics. Ordinate means resistance ratio of the sensor (R_s/R_o), R_s means resistance of sensor in 1000ppm Propane under different tem. and humidity. R_o means resistance of the sensor in environment of 1000ppm Propane, 20 $^{\circ}C$ /65%RH

Structure and configuration



Structure and configuration of MQ-9 gas sensor is shown as Fig. 3, sensor composed by micro AL2O3 ceramic tube, Tin Dioxide (SnO2) sensitive layer, measuring electrode and heater are fixed into a crust made by plastic and stainless steel net. The heater provides necessary work conditions for work of sensitive components. The enveloped MQ-7 have 6 pin, 4 of them are used to fetch signals, and other 2 are used for providing heating current.

Notification**1 Following conditions must be prohibited****1.1 Exposed to organic silicon steam**

Organic silicon steam cause sensors invalid, sensors must be avoid exposing to silicon bond, fixture, silicon latex, putty or plastic contain silicon environment

1.2 High Corrosive gas

If the sensors exposed to high concentration corrosive gas (such as H_2S , SO_x , Cl_2 , HCl etc), it will not only result in corrosion of sensors structure, also it cause sincere sensitivity attenuation.

1.3 Alkali, Alkali metals salt, halogen pollution

The sensors performance will be changed badly if sensors be sprayed polluted by alkali metals salt especially brine, or be exposed to halogen such as fluorin.

1.4 Touch water

Sensitivity of the sensors will be reduced when splattered or dipped in water.

1.5 Freezing

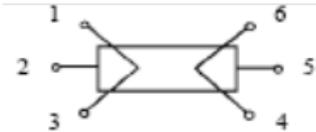
Do avoid icing on sensor's surface, otherwise sensor would lose sensitivity.

1.6 Applied voltage higher

Applied voltage on sensor should not be higher than stipulated value, otherwise it cause down-line or heater damaged, and bring on sensors' sensitivity characteristic changed badly.

1.7 Voltage on wrong pins

For 6 pins sensor, if apply voltage on 1、3 pins or 4、6 pins, it will make lead broken, and without signal when apply on 2、4 pins

**2 Following conditions must be avoided****2.1 Water Condensation**

Indoor conditions, slight water condensation will effect sensors performance lightly. However, if water condensation on sensors surface and keep a certain period, sensor' sensitivity will be decreased.

2.2 Used in high gas concentration

No matter the sensor is electrified or not, if long time placed in high gas concentration, it will affect sensors characteristic.

2.3 Long time storage

The sensors resistance produce reversible drift if it's stored for long time without electrify, this drift is related with storage conditions. Sensors should be stored in airproof without silicon gel bag with clean air. For the sensors with long time storage but no electrify, they need long aging time for stbilty before using.

2.4 Long time exposed to adverse environment

No matter the sensors electrified or not, if exposed to adverse environment for long time, such as high humidity, high temperature, or high pollution etc, it will effect the sensors performance badly.

2.5 Vibration

Continual vibration will result in sensors down-lead response then repture. In transportation or assembling line, pneumatic screwdriver/ultrasonic welding machine can lead this vibration.

2.6 Concussion

If sensors meet strong concussion, it may lead its lead wire disconnected.

2.7 Usage

For sensor, handmade welding is optimal way. If use wave crest welding should meet the following conditions:

2.7.1 Soldering flux: Rosin soldering flux contains least chlorine

2.7.2 Speed: 1-2 Meter/ Minute

2.7.3 Warm-up temperature: $100 \pm 20^\circ C$

2.7.4 Welding temperature: $250 \pm 10^\circ C$

2.7.5 1 time pass wave crest welding machine

If disobey the above using terms, sensors sensitivity will be reduced.

ANEXO C – CARTA DE ANUÊNCIA

Como mencionado no estudo, tanto a prototipagem final do sensor, como a realização dos experimentos, houve a participação do laboratório especializado, com o apoio e participação de seus técnicos. Abaixo, tem-se a respectiva carta de anuência.

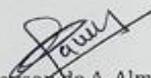


UNIVERSIDADE FEDERAL DA PARAÍBA
CENTRO DE EDUCAÇÃO
LABORATÓRIO DE ENSINO DE CIÊNCIAS EXATAS E DA
NATUREZA - LABEC

DECLARAÇÃO

Declaro para os devidos fins que o Laboratório de Ensino de Ciências Exatas e da Natureza, equipamento multidisciplinar para o Ensino e a Pesquisa de atividades de química e ciências afins da UFPB, apoiou com sua estrutura, sob minha supervisão e cooperação, os experimentos de simulação de detecção de monóxido de carbono relacionados ao trabalho do mestrando ANDRÉ TEIXEIRA SILVA, aluno do Programa de Pós-graduação em Ciências e Tecnologia em Saúde - PPGCTS da Universidade Estadual da Paraíba .

João Pessoa, 20 de fevereiro de 2021


Prof. Dr. Dawy Keyson de A. Almeida
Coordenador de Ensino e Pesquisa de Química do LABEC