



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DO CEARÁ
FACULDADE DE VETERINÁRIA
MESTRADO PROFISSIONAL EM BIOTECNOLOGIA EM SAÚDE HUMANA E
ANIMAL**

PAULO HENRIQUE FONTENELE MOREIRA

**DESENVOLVIMENTO DE DETECTOR DE GÁS CARBÔNICO PARA FACILITAR A
INTUBAÇÃO TRAQUEAL**

FORTALEZA – CEARÁ

2018

PAULO HENRIQUE FONTENELE MOREIRA

DESENVOLVIMENTO DE DETECTOR DE GÁS CARBÔNICO PARA FACILITAR A
INTUBAÇÃO TRAQUEAL

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado Profissional em Biotecnologia em Saúde Humana e Animal da Faculdade de Veterinária da Universidade Estadual do Ceará, como requisito parcial à obtenção do grau de mestre em Biotecnologia. Área de Concentração: Biotecnologia.

Orientador: Prof. Dr. Krishnamurti de Moraes Carvalho.

FORTALEZA – CEARÁ

2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

Universidade Estadual do Ceará

Sistema de Bibliotecas

Moreira, Paulo Henrique Fontenele .
Desenvolvimento de detector de gás carbônico para
facilitar a intubação traqueal [recurso eletrônico] /
Paulo Henrique Fontenele Moreira. - 2018 .
1 CD-ROM: il.; 4 ¼ pol.

CD-ROM contendo o arquivo no formato PDF do
trabalho acadêmico com 52 folhas, acondicionado em
caixa de DVD Slim (19 x 14 cm x 7 mm).

Dissertação (mestrado profissional) - Universidade
Estadual do Ceará, Faculdade de Veterinária,
Mestrado Profissional em Biotecnologia em Saúde
Humana e Animal, Fortaleza, 2018 .

Área de concentração: Biotecnologia .
Orientação: Prof. Dr. Krishnamurti de Moraes
Carvalho..

1. Detector. 2. Capnógrafo. 3. Intubação traqueal.
I. Título.

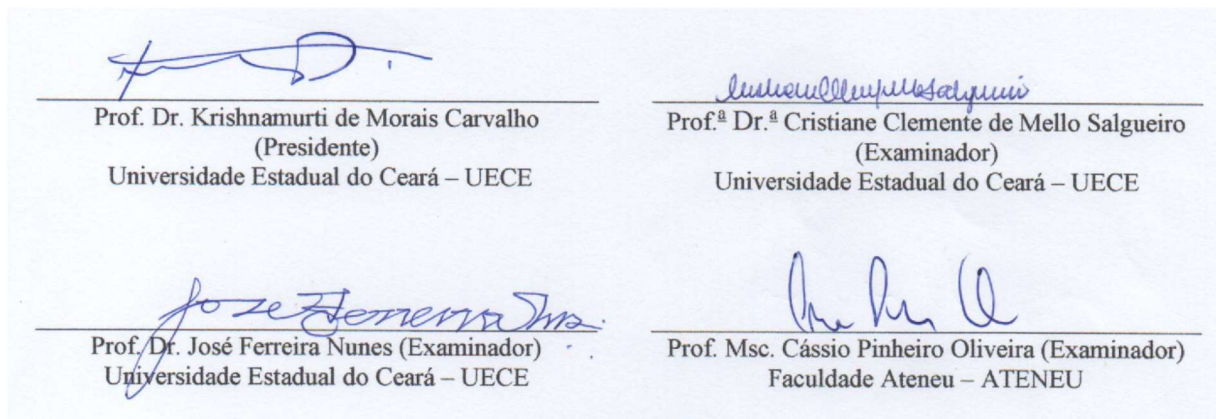
PAULO HENRIQUE FONTENELE MOREIRA

DESENVOLVIMENTO DE DETECTOR DE GÁS CARBÔNICO PARA FACILITAR A
INTUBAÇÃO TRAQUEAL

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado Profissional em Biotecnologia em Saúde Humana e Animal da Faculdade de Veterinária da Universidade Estadual do Ceará, como requisito parcial à obtenção do grau de mestre em Biotecnologia. Área de Concentração: Biotecnologia.

Aprovada em: 26 de dezembro de 2018.

BANCA EXAMINADORA



À minha família: Luiz Moreira Gomes (inmemoriam), Maria Leda Fontenele, Aline Moreira Rocha, Pedro Henrique Fontenele Moreira, João Paulo Fontenele Moreira; alicerces da minha vida e fontes do meu amor e alegria.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual do Ceará, em nome dos ilustres e dedicados professores Cristiane Clemente de Mello Salgueiro, José Ferreira Nunes e Krishnamurti de Moraes Carvalho; que, com os seus ensinamentos e ricas contribuições, enaltecera e abrilhantaram este trabalho.

Ao Centro Universitário Ateneu – UNIATENEU, pelas imprescindíveis colaborações do professor Cássio Pinheiro Oliveira.

Ao Centro Universitário Católica de Quixadá - Unicatólica, pela participação singular e qualificada do coautor Jackson de Sousa da Silva, fundamental no desenvolvimento tecnológico do protótipo de utilidade.

RESUMO

A instrumentação bem-sucedida das vias aéreas requer uma gama de conhecimentos e habilidades específicas: a capacidade de prever dificuldade em administrá-las, formular um plano para acessá-las e ter as habilidades necessárias para executar esse plano, usando a ampla gama de dispositivos de vias aéreas disponíveis. O presente estudo objetivou a elaboração de um protótipo que, por meio da detecção em tempo real e não vinculada ao fluxo dos gases, permitisse facilitação da intubação traqueal e obtenção de via aérea artificial. Inicialmente foi realizada uma busca de anterioridade na plataforma Questel Orbit, utilizando a combinação dos seguintes termos: detector portátil, dióxido de carbono, capnógrafo, intubação, traqueia e garganta, todos em inglês. Em seguida, foi realizado o desenvolvimento do protótipo propriamente dito (PHDetector). Conta de um detector portátil, de baixo custo e não necessita ser acoplado a monitores, porque possui um visor de LCD para fornecer os resultados. O protótipo é composto por três divisões, sendo duas externas e uma interna, o processador da informação. Esse processador foi dividido em quatro partes: (1) O visor irá apresentar as informações lidas pelo sensor; possui dimensão de 740 x 280 mm; (2) Sequência de LEDs (feixes de luz); representa a presença de CO₂ no ambiente; cada cor representa um *status*; (3) Sensor de CO₂; ficará na ponta do fio de 1500 mm, para melhor detectar a presença de CO₂; e (4) Saída de som; sinais sonoros, conforme a presença de CO₂. A arquitetura do sistema se desenvolveu sobre a interação entre *hardware* e *software* trabalhando em conjunto para cumprimento dos objetivos do sistema. O sistema possui componentes eletrônicos e um sensor de gás. A arquitetura se dividiu da seguinte forma: usuário, protótipo e eletrônicos (Sensor MG811, Arduino, Buzzer, e LEDs). Após os testes iniciais do protótipo, foi observado que a medição já alcançada perfaz valores que superam de forma relevantemente consistente os observados no ar ambiente e no sistema do trato gastrointestinal. Assim, o “PHDetector” talvez possa se somar ao arsenal de materiais utilizados para a instrumentação das vias aéreas, visando obter-se uma patência artificial em situações de necessidades clínicas, bem como um detector de gás carbônico portátil e acessível para simplificar o uso da capnografia nos mais variados ambientes hospitalares e no pré-hospitalar.

Palavras-chave: Detector. Capnógrafo. Intubação traqueal.

ABSTRACT

Successful airway instrumentation requires a range of specific knowledge and skills: the ability to foresee difficulty in managing them, formulate a plan for accessing them, and have the skills to execute that plan using the wide range of devices of available airways. The present study aimed at the elaboration of a prototype that, through the real-time detection and not linked to the gas flow, would allow the facilitation of tracheal intubation and artificial airway. Initially, a search for anteriority was performed on the Questel Orbit Platform, using the following terms: portable detector, carbon dioxide, capnograph, intubation, trachea and throat, all in English. Then the development of the prototype itself (PHDetector) was carried out. Account of a portable detector, low cost and does not need to be coupled to monitors, because it has an LCD display to provide the results. It is composed of three parts, two external and one internal, the processor. The prototype was divided into four parts: (1) The display will show information read by the sensor; has a dimension of 740 x 280 mm; (2) Sequence of LEDs (light beams); represents the presence of CO₂ in the environment; each color represents a status; (3) CO₂ sensor; will be at the tip of the wire of 1500 mm, to better detect the presence of CO₂; and (4) Sound output; sound signals, depending on the presence of CO₂. The system architecture developed over the interaction between hardware and software working together to achieve the system's objectives. The system has electronic components and a gas sensor. The architecture was divided as follows: user, prototype and electronics (Sensor MG811, Arduino, Buzzer, and LEDs). After the initial tests of the prototype, it was observed that the measurement already achieved represents values that significantly exceed those observed in the ambient air and the gastrointestinal tract system. Thus, "PHDetector" could perhaps add to the arsenal of materials used for airway instrumentation to obtain an artificial patency in clinical situations, as well as a portable and affordable carbon dioxide detector to simplify the use of capnography in hospital and prehospital settings.

Keywords: Detector. Capnographer. Tracheal intubation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Ilustração da diferenciação das classes com base nas estruturas visualizadas, segundo a classificação de Mallampari modificada.....	18
Figura 2 - Capnograma representativo de três incursões respiratórias.....	22
Figura 3 - Arduino nano.....	27
Figura 4 - Arduino nano, portas digital, analógica e de tensão.....	28
Figura 5 - Circuito eletrônico do Arduino.....	28
Figura 6 - IDE do Arduino.....	30
Figura 7 - Codificação dos dados da porta digital e analógica.....	31
Figura 8 - Sensor MG811.....	32
Figura 9 - LCD 16x2.....	33
Figura 10 - LED de alto brilho.....	34
Figura 11 - Ilustração do Buzzer.....	35
Figura 12 - Bateria recarregável.....	36
Figura 13 - Ilustração de um registror.....	37
Figura 14 - Ilustração de “Jumper”.....	37
Figura 15 - Estrutura do protótipo com encaixes e medições.....	43
Figura 16 - Funcionalidades do protótipo.....	44
Quadro 1 - Especificações do Arduino nano.....	27
Quadro 2 - Especificações do sensor MG811.....	32
Quadro 3 - Especificações do LCD 16x2.....	33
Quadro 4 - Especificações do LED de alto brilho.....	34
Quadro 5 - Especificações do Buzzer.....	35
Quadro 6 - Especificações da bateria recarregável.....	36
Quadro 7 - Especificações do registror.....	37
Quadro 8 - Especificações do Jumper.....	38

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

α	Ângulo entre as fases II e III da expiração
A/D	Conversor digital
ADC	Conversor analógico digital
AGR	Avaliador de gases respiratórios
AGRs	Avaliadores de gases respiratórios
ASA	Sociedade Americana de Anestesiologia
CRF	Capacidade Residual Funcional
β	Ângulo entre as fases III e descida da fase 0 da inspiração
ETT	Tubo endotraquea
IDE	Ambiente de Desenvolvimento Integrado (<i>Intregrated Development Environment</i>)
IMC	Índice de massa corporal

LISTA DE SÍMBOLOS

A	Área da secção transversal do fio
CO ₂	Gás carbônico
kΩ	Kilohm (medida de resistência elétrica)
L	Comprimento do fio
mA	Miliampere
mAh	Miliampere-hora
mcd	Mili candela (medida de intensidade luminosa)
MHz	Mega-Hertz
mm	Milímetro
N ₂ O	Óxido nitroso
O ₂	Oxigênio
PaCO ₂	Pressão parcial arterial de CO ₂
PeCO ₂	Pressão parcial mista de CO ₂ expirado
VD	Espaço morto fisiológico
VT	Volume corrente

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REFERENCIAL TEÓRICO	16
2.1	ACESSO ÀS VIAS AÉREAS.....	16
2.2	AVALIAÇÃO DE VIAS AÉREAS.....	17
2.3	DEMAIS AVALIAÇÕES DAS VIAS AÉREAS.....	18
2.4	FUNÇÃO RESPIRATÓRIA E A PRÁTICA DA ANESTESIA.....	19
2.5	CAPNOMETRIA E CAPNOGRAFIA.....	20
2.6	CAPNÓGRAFOS QUALITATIVOS E QUANTITATIVOS.....	22
2.7	TIPOS DE CAPNÓGRAFOS.....	23
2.8	VARIÁVEIS DE FUNCIONAMENTO.....	24
2.9	MICROCONTROLADORES.....	25
2.10	PLATARFORMA ARDUINO.....	25
2.10.1	Arduino nano	26
2.10.2	Software	29
2.10.3	Codificação das portas analógicas e digital	30
2.11	SENSORIAMENTO.....	31
2.11.1	Sensor MG811	31
2.12	LCD 16X2.....	33
2.13	MÓDULO DE LED DE ALTO BRILHO.....	34
2.14	BUZZER.....	34
2.15	FONTE DE ALIMENTAÇÃO.....	35
2.16	RESISTORES.....	36
2.17	CABOS.....	37
2.17.1	Jumper	37
3	OBJETIVO	39
3.1	OBJETIVO GERAL.....	39
3.2	OBJETIVO ESPECÍFICO.....	39
4	METODOLOGIA	40
4.1	BUSCA DE ANTERIORIDADE.....	40
4.2	DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO.....	40
5	RESULTADOS	42

5.1	ESTADO DA ARTE.....	42
5.2	PROTÓTIPO PROPOSTO.....	44
5.3	ARQUITETURA DO SISTEMA.....	45
6	DISCUSSÃO.....	47
7	CONCLUSÃO.....	48
	REFERÊNCIAS.....	49

1 INTRODUÇÃO

Uma das responsabilidades fundamentais do anestesiológico é mitigar os efeitos adversos da anestesia no sistema respiratório, mantendo a permeabilidade das vias aéreas e garantindo ventilação e oxigenação adequadas. O termo manejo das vias aéreas refere-se a essa prática e é um dos pilares da anestesia (HAGBERG; ARTIME, 2015).

Devido à falha em assegurar uma via aérea poder resultar em injúria cerebral hipoxêmica ou morte em poucos minutos, a dificuldade em administrar uma via aérea tem implicações potencialmente graves. Análises dos dados do “Projeto Fechado de Reivindicações” da Sociedade Americana de Anestesiologia (ASA), tem mostrado que o surgimento da via aérea emergencial aumenta as taxas de morte ou de dano cerebral em 15% (PETERSON *et al.*, 2005).

Embora a proporção de complicações relacionadas às vias aéreas tenha diminuído nas últimas três décadas, essas continuam sendo a segunda causa mais comum de problemas. Tendo em vista a importância dessa abordagem, em 1993, a ASA publicou o primeiro Manual Prático para Manejo de Via Aérea Difícil, o qual foi escrito a fim de facilitar o manuseio e reduzir a probabilidade de efeitos adversos (ASA, 1993).

A instrumentação bem-sucedida das vias aéreas requer, portanto, uma gama de conhecimentos e habilidades específicas: a capacidade de prever dificuldade em administrá-las, formular um plano para acessá-las e ter as habilidades necessárias para executar esse plano, usando a ampla gama de dispositivos de vias aéreas disponíveis (BEHRINGER, 2002).

Novos dispositivos de vias aéreas estão sendo continuamente introduzidos na área médica, cada um com propriedades únicas que podem ser vantajosas em certas situações. Tornar-se familiarizado com novos dispositivos sob condições controladas é importante para o anestesista. Dentre esses dispositivos estão aqueles que mensuram as concentrações dos gases respiratórios com base em suas diferentes propriedades físicas e químicas (HAGBERG; ARTIME, 2015).

Dentre os analisadores de gases, com especial ênfase aos capnômetros e capnógrafos, percebe-se que a literatura reporta os dispositivos como detectores dos gases presentes no fluxo respiratório, tendo como aplicação na prática clínica a confirmação, por exemplo, da intubação orotraqueal por captar a presença do dióxido

de carbono (CO₂) na fase expiratória. Outrossim, não se visualiza a descrição da utilização do detector de CO₂ para a facilitação da intubação orotraqueal ou a aposição de outros dispositivos corretamente na via aérea.

Destarte, o presente estudo objetivou a elaboração de um protótipo que, por meio da detecção em tempo real e não vinculada ao fluxo dos gases, incursões respiratórias, permitisse facilitação da intubação traqueal e obtenção de via aérea artificial.

Então se iniciou a etapa de busca de materiais que pudessem compor o protótipo e que respondessem às necessidades da prática médica.

No desenvolvimento do protótipo (**PHDetector**), com base nas características dos equipamentos disponíveis para a detecção de gás carbônico, passou-se a buscar um dispositivo que fosse: compacto, portátil, acessível, prático, seguro, confiável e reprodutível para desenvolvimento industrial.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

A compreensão dos tópicos abordados a seguir é fundamental para o entendimento e a visão da forma geral do protótipo proposto.

2.1 ACESSO ÀS VIAS AÉREAS

Embora o anestesista deva estar sempre preparado para potenciais dificuldades no manejo da via aérea, a capacidade de prever a via aérea difícil com antecedência é obviamente desejável. Certos achados físicos do paciente ou detalhes na história clínica colhida podem ser preditores de dificuldade, indicando uso de máscara de ventilação, intubação supra glótica, laringoscopia, intubação endotraqueal ou necessidade de uma via aérea cirúrgica. Nenhum teste foi considerado, como preditor com precisão de 100%, de uma via aérea difícil; no entanto, uma avaliação completa da via aérea e o conhecimento dos seus preditores de dificuldade podem alertar o anestesista, permitindo o planejamento apropriado (MILLER, 2015).

Um dos fatores preditivos para intubação difícil é um histórico de dificuldade anterior com a intubação. Por outro lado, a história prévia de facilidade com intubação não descarta a possibilidade de dificuldade futura em sua prática ou na ventilação (LUNDSTROM *et al.*, 2009).

O exame físico é uma das ferramentas que podem ser usadas como auxílio para detectar características que possam sugerir uma via aérea difícil (APFELBAUM *et al.*, 2013).

Em todo caso, a entrevista de um paciente deve abordar especificamente alterações no peso, sintomatologia e condições patológicas desde a última indução de um anestésico, caso tenha ocorrido. Tal abordagem deve ser feita para obtenção de registros anteriores, os quais podem fornecer informações úteis sobre o gerenciamento de vias aéreas (KHETERPAL *et al.*, 2006; YILDIZ *et al.*, 2005).

A presença de estados patológicos que aumentam o risco de uma via aérea difícil deve ser percebida pela realização da história médica. Uma revisão focalizada dos sistemas pode alertar o profissional para outros fatores potenciais que podem prever o manejo de uma via aérea difícil. Por exemplo, uma história de ronco mostrou ser preditiva da dificuldade de ventilar com máscara (KHETERPAL *et al.*, 2006; YILDIZ *et al.*, 2005).

A inspeção visual da face e do pescoço devem ser focadas em quaisquer características físicas que possam indicar dificuldade no manejo da via aérea. Isso inclui, obviamente, deformidades faciais, neoplasias envolvendo rosto ou pescoço, queimaduras faciais, um bócio grande, um pescoço curto ou grosso ou uma mandíbula retraída. Observou-se, também, que a presença de barba mostrou estar associada a uma ventilação difícil, atribuível à dificuldade em obter um efetivo selo com a máscara (KHETERPAL *et al.*, 2006; YILDIZ *et al.*, 2005).

Colares cervicais ou dispositivos de tração cervical podem interferir com a máscara de ventilação e laringoscopia direta. Uma circunferência do pescoço superior a 43 cm está associada à dificuldade com a intubação traqueal, visto que Brodsky *et al.* (2002) mostraram que um pescoço largo é, de fato, mais preditivo de dificuldade de intubação endotraqueal do que um alto índice de massa corporal (IMC).

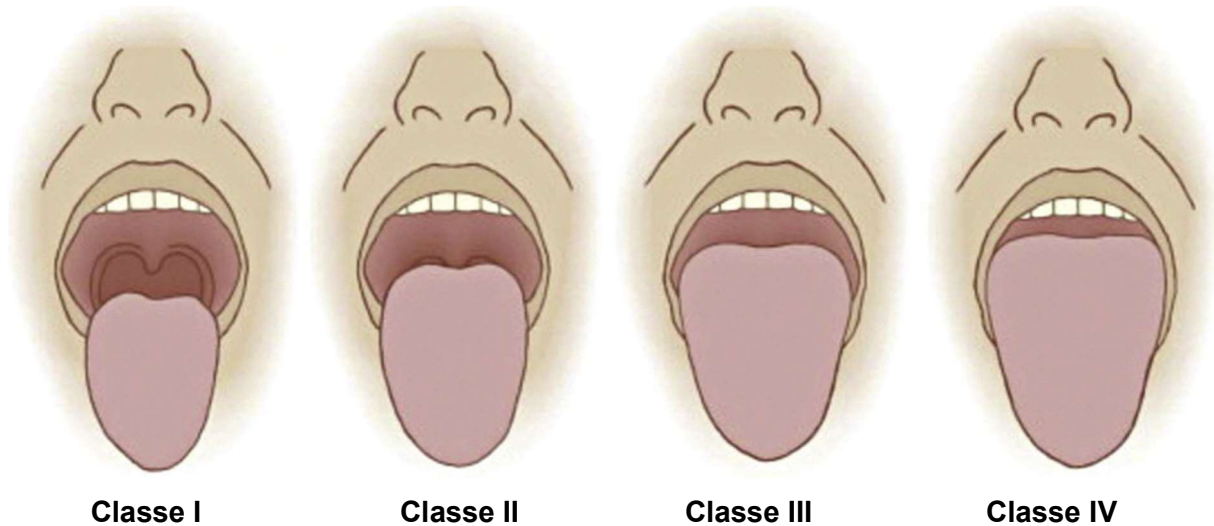
2.2 AVALIAÇÃO DE VIAS AÉREAS

Em 1983, Mallampati e colaboradores descreveram um sinal clínico para prever intubação traqueal difícil com base no tamanho da base da língua. Uma classificação de Mallampati de I a III é atribuída, com base na visibilidade dos pilares fauciais, úvula e palato mole, quando o paciente está sentado na posição vertical com a cabeça neutra, a boca aberta, a língua para fora e ausência de fonação.

As pontuações mais altas na classificação de Mallampati indicam visibilidade fraca das estruturas orofaríngeas, atribuíveis a uma língua grande em relação ao tamanho do espaço orofaríngeo e, posteriormente, uma laringoscopia mais difícil (MASHOUR *et al.*, 2008).

A classificação modificada de Mallampati descrita por Samssoon e Young (1987), que acrescenta uma quarta classificação, é o teste de avaliação de via aérea mais utilizado na prática atual de anestesia e é definido como segue (Fig. 1):

Figura 1 – Ilustração da diferenciação das classes com base nas estruturas visualizadas, segundo a classificação de Mallampari modificada



Fonte: Brodsky *et al.* (2002). Classe I = pilares Fauceais, úvula e palato mole são visualizados; Classe II = a base da úvula e palato mole são visualizados; Classe III = apenas o palato mole é visualizado; Classe IV = apenas o palato duro é visualizado.

Como teste autônomo, a classificação de Mallampati modificada é insuficiente para uma previsão precisa de intubação difícil; no entanto, pode ter utilidade clínica em combinação com outros preditores das vias aéreas difíceis (LUNDSTROM *et al.*, 2011). Alguns estudos apoiam a obtenção de um escore Mallampati com a cabeça na extensão completa para melhorar o valor preditivo do teste (MASHOUR; SANDBERG, 2006; MASHOUR *et al.*, 2008).

Uma classificação zero de Mallampati foi proposta quando a epiglote já é visualizada durante o exame da orofaringe. Esse achado geralmente está associado à laringoscopia fácil (EZRI *et al.*, 2001; HEGDE *et al.*, 2012), embora possa ocorrer dificuldade no manejo das vias aéreas atribuível a pacientes com uma epiglote grande e flexível com classificação zero de Mallampati (FANG; NORRIS, 2004; GROVER *et al.*, 2003).

2.3 DEMAIS AVALIAÇÕES DAS VIAS AÉREAS

Ainda se referido ao exame da orofaringe, tem-se que um exame de dentição deve ser feito ainda nesse momento da avaliação do paciente (ASA, 2003). Incisivos superiores relativamente longos podem prejudicar a intubação. Dentição pobre e dentes soltos aumentam o risco de trauma dental e apresentam risco de

avulsão dentária com subsequente aspiração; por isso, dentes muito soltos devem ser removidos ainda antes da laringoscopia (RACINE *et al.*, 2010).

O posicionamento ideal para laringoscopia direta é conseguido por flexão cervical e extensão atlantooccipital e é mais comumente referido como a posição de olfativa (EL-ORBANY *et al.*, 2011) e a avaliação da capacidade do paciente para assumir esta posição deve ser incluída no exame das vias aéreas, pois, por exemplo, a incapacidade de estender o pescoço na articulação atlantooccipital está associada a uma laringoscopia difícil (MILLER, 2015).

A mobilidade da cabeça e do pescoço também podem ser quantitativamente avaliadas medindo-se a distância entre o ápice esternal e o ponto do queixo com a cabeça em extensão total e a boca fechada. Distâncias inferiores a 12,5 cm estão associadas à intubação difícil (IOHOM *et al.*, 2003). Uma avaliação da amplitude geral do movimento do pescoço pode ser realizada medindo o ângulo criado pela testa, quando o pescoço é totalmente flexionado e então completamente estendido. Uma medida de menos de 80 graus é preditiva de intubação difícil (WILSON *et al.*, 1988).

Durante a laringoscopia direta, a língua é deslocada para o espaço submandibular. A visualização glótica pode ser inadequada se esse espaço for diminuído devido a uma pequena mandíbula. Este cenário é frequentemente referido como uma laringe anterior. Uma distância menor de 6,5 cm (aproximadamente três dedos), medida a partir do entalhe da tireoide até a borda inferior do mento, é indicativa de espaço mandibular reduzido e pode prever dificuldades com intubação (IOHOM *et al.*, 2003; SHIGA *et al.*, 2005).

2.4 FUNÇÃO RESPIRATÓRIA E A PRÁTICA DA ANESTESIA

A função respiratória está intimamente ligada à prática da anestesia e nela podem ocorrer efeitos respiratórios adversos, e, os casos mais graves, culminam com hipoxemia. Esses eventos variam de hipoxemia intratável, causada pela perda da permeabilidade das vias aéreas, a depressão respiratória, pós-operatória de opioides ou anestesia local (MILLER, 2015).

Na ausência de resultados adversos, a anestesia geral tem efeitos significativos sobre a função respiratória e a fisiologia pulmonar, como se observa nas salas de operações. Avaliação aprimorada das alterações fisiológicas induzidas por

anestesia (por exemplo, mecanismos de broncoespasmo e impactos da ventilação mecânica), bem como desenvolvimentos pioneiros na monitorização (como o oxímetro de pulso e o capnógrafo) estão associados ao surgimento da anestesiologia como especialidade líder na segurança do paciente (MILLER, 2015).

Pontanto, as medidas integradoras da função respiratória, que vão desde a capacidade de fazer exercícios, espirometria para oxigenação tecidual, ou o consumo global de O₂, são os prováveis preditores de resultado após anestesia e cirurgia (MILLER, 2015).

Com o processo de indução anestésica, a hipoxemia pode se desenvolver rapidamente como resultado da hipoventilação ou da apneia em combinação com o decréscimo da Capacidade Residual Funcional (CRF) atribuída: à posição supina, à paralisia muscular e ao efeito direto dos próprios agentes anestésicos (TANOUBI *et al.*, 2009).

A pré-oxigenação, o processo de substituição do nitrogênio nos pulmões por oxigênio, proporciona um maior período de tempo antes que ocorra a dessaturação da hemoglobina em um paciente com apneia. Devido à ocorrência inesperada de dificuldades com o manejo da via aérea, recomenda-se, portanto, pré-oxigenar o paciente antes da indução da anestesia geral rotineiramente (BENUMOF, 1999).

Esse tempo prolongado de apneia proporciona uma ampliação da margem de segurança, enquanto o anestesiológico ou outro profissional assegura a via aérea e retoma a ventilação. A pré-oxigenação adequada é essencial, quando a máscara de ventilação é contraindicada após a indução anestésica ou quando se prevê uma intubação difícil, e em pacientes com CRF diminuída, ou seja, pacientes obesos ou grávidas (TANOUBI *et al.*, 2009).

2.5 CAPNOMETRIA E CAPNOGRAFIA

A presença do CO₂ expirado reflete os processos fisiológicos fundamentais de ventilação pulmonar, de fluxo sanguíneo e de metabolismo aeróbio. O seu acompanhamento contínuo assegura ao profissional a colocação correta do tubo endotraqueal (ETT) ou máscara laríngea (LMA), bem como a integridade de um circuito de respiração (BOHR, 1891).

O CO₂ exalado fornece informações principalmente na ventilação. Também é usado para estimar a adequação do débito cardíaco. Em combinação com PaCO₂, pressão parcial arterial de CO₂, o CO₂ expirado pode ser usado para estimar a proporção de espaço morto fisiológico (VD) para o volume corrente (VT) usando a equação Bohr (BOHR, 1891):

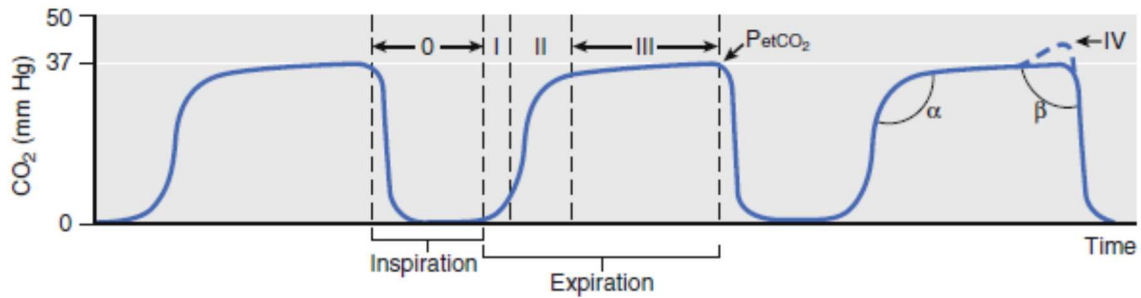
$$VD/VT = (PaCO_2 - PeCO_2) / PaCO_2$$

Nessa fórmula, o PeCO₂ é a pressão parcial mista de CO₂ expirado, como medido no ar expirado e coletado em uma bolsa de mistura ou câmara, ou calculado a partir de um capnógrafo volumétrico. A capacidade de detectar e quantificar o CO₂ é um componente crucial para o monitoramento respiratório em anestesia e no cuidado médico intensivo (BOHR, 1891).

Surge uma confusão considerável da inconsistente e intercambiável terminologia médica aplicada à análise do gás CO₂. No geral, a capnometria refere-se à medição e à quantificação de inalados ou concentrações de gás carbônico expiradas na abertura da via aérea. A capnografia, no entanto, refere-se não apenas ao método de medição de CO₂, mas também à sua exibição gráfica como função de tempo ou volume (BHAVANI-SHANKAR *et al.*, 1995; BOHR, 1891; MOGUE; RANTALA, 1988).

Um capnômetro é um dispositivo que mede as concentrações de CO₂. Pode exibir um valor numérico para o gás carbônico inspirado ou exalado. O capnógrafo, no entanto, é um dispositivo que grava e exibe concentrações de CO₂, geralmente em função do tempo. Um capnograma, refere-se, então, à exibição gráfica que o capnógrafo gera (CHITILIAN; KACZKA; MELO, 2015).

Figura 2 - Capnograma representativo de três incursões respiratórias



Fonte: Adaptado de Chitilian, Kaczka e Melo (2015). A expiração se divide nas fases I, II, III e IV e a inspiração na fase 0. α demonstra o ângulo entre as fases II e III, já β exprime o ângulo entre as fases III e descida da fase 0. Fase IV aponta uma ascensão percebida ao final da fase III em alguns pacientes.

2.6 ANÁLISE DA AMOSTRA DE CO₂:

Uma ampla gama de tecnologias foi desenvolvida para medir gases respiratórios e terapêuticos com base em suas variedades de propriedades físicas e químicas dos mesmos (JAFFE, 2018). A utilização de tecnologia baseada na absorção não dispersiva de luz infravermelha se destaca, nessa tarefa de quantificar a presença de determinados gases, por ser a mais utilizada (JAFFE, 2018).

Quanto ao funcionamento desses dispositivos, verifica-se que a maioria dos capnômetros depende de uma fonte de luz infravermelha que está focada em um disco com hélice que roda aproximadamente a 60 rotações / segundo. A hélice permite que o feixe seja dirigido alternadamente através de uma célula de amostra com o gás a ser analisado e uma célula de referência sem CO₂ detectável. Além disso, a fonte de luz é completamente bloqueada em vários pontos durante a revolução do disco. O fotodetector e os circuitos associados processam esses três sinais para estimar as mudanças em concentração de CO₂ continuamente na célula de amostra (CHITILIAN; KACZKA; MELO, 2015).

A espectroscopia infravermelha de absorção se baseia nos modos assimétricos de vibração molecular e na absorção na faixa de 3 a 12 microns para possibilitar a diferenciação de quantificação de diversos gases, tais como: gás carbônico, óxido nítrico e anestésicos halogenados (JAFFE, 2018).

O analisador geralmente é composto por uma fonte de infravermelho, fonte esta com banda larga e com banda estreita; filtros em comprimento de onda em que o gás não é detectado, filtro de referência; filtros em outros comprimentos de onda em que os gases avaliados são intensamente absorvidos, filtro de análise e detectores

sensíveis ao infravermelho, como: microfônico, térmico ou fotônico. A determinação da pressão parcial do gás é feita a partir da relação das medidas dos comprimentos de onda, usando fórmulas ou tabelas de consulta. A essas medições, frequentemente são aplicadas correções, porque os resultados são afetados pela pressão, temperatura e presença de outros gases. Acréscimos de pressão, da temperatura e/ou de concentração de outros gases provocam aumento das colisões intermoleculares, alargando a capacidade de absorção da banda. Interferência cruzada também pode gerar alteração significativa na medição, situação esta relacionada à sobreposição de bandas de absorção com outros gases presentes (JAFFE, 2018).

Após essa abordagem resumida da maneira pela qual os capnógrafos mais frequentemente utilizados na prática analisam as quantidades de gás carbônico e outros gases pelo método, seguir-se-á à descrição das diferenças dos capnógrafos pela forma como analisam as amostras gasosas.

2.7 TIPOS DE CAPNÓGRAFOS

Os analisadores de gases respiratórios (AGR) podem ser divididos em convencional (*mainstream*) e de fluxo lateral ou de desvio (*sidestream*). O AGR de fluxo lateral transporta uma amostra dos gases por um condutor de amostragem até o sensor para análise, já o convencional analisa diretamente os gases da amostra principal. Dessa forma, AGR convencional realiza uma medição direta, quase instantânea e de alta fidelidade, da concentração dos gases contra uma medida distante, de menor fidelidade e com poucos segundos de atraso (ISO, 2011).

AGR convencional (*mainstream*) consiste de uma célula de amostra do gás e do banco de análise. O local de medição óptico ou eletrônico do fluxo de gases inspirados ou expirados fica na própria passagem dos gases respiratórios ou próximo. Esta localização gera uma onda que reproduz, em tempo real, a pressão parcial do gás analisado na via aérea. De outra monta, dispositivos de fluxo lateral (*sidestream*) aspiram uma pequena amostra de gás por intermédio de um adaptador colocado em um circuito de respiração ou interface do paciente, tais com: máscara facial ou cânula nasal. A amostra transita por um pequeno tubo, de aproximadamente 2 a 3 metros de extensão, passa por acessório de depósito de água (armadilha de água) e/ou filtros antes de ser chegar ao analisador. Por conta disso, a avaliação a distância gera um atraso que é dependente do volume da amostragem e da taxa do fluxo do gás até o

local de análise, gerando um amortecimento no formato da onda que pode ser significativo sob circunstâncias extremamente críticas (WEINGARTEN, 1990).

Entre as especificações mais importantes dos AGRs, duas são particularmente salutares: o tempo de resposta e a acurácia da medida. A acurácia de medição pode ser definida como a capacidade de um analisador de gases em expressar o resultado, aproximando-se do valor real medido. Em se tratando do analisador de fluxo principal, o valor é exibido como fração percentual de volume (ISO, 2011).

2.8 VARIÁVEIS DE FUNCIONAMENTO

O tempo total de resposta do sistema corresponde ao período compreendido entre o início da fase respiratória avaliada no local de amostra até o momento em que 90% da leitura do valor do gás é alcançada. Ainda se pode dividir o tempo total em tempo de atraso e de subida. O de atraso aplica-se aos sistemas de análise de fluxo lateral e é função do fluxo de amostragem e do volume do tubo. Já o de subida englobaria o intervalo entre 10% e 90% do valor final, sendo fatores importantes para ambos a qualidade do sinal e a frequência respiratória. Em situações de altas frequências respiratórias e longos tempos de subida, poderá gerar forte atenuação nos valores com resultados falsamente baixos de expiração final. Vale salientear que, para a comparação entre equipamentos de diferentes fabricantes, os tempos de atraso e de subida deverão levar em conta os acessórios utilizados nas vias aéreas, como cânulas nasais, adaptadores e outros (JAFFE, 2018).

2.9 MICROCONTROLADORES

Devido ao alto poder computacional e seu tamanho reduzido significativo (comparado com transistores), os microprocessadores ganharam muitas aplicações, sendo usados desde os microcomputadores pessoais até aparelhos eletrônicos e equipamentos médicos (CUNHA, 2013). No entanto, não podem fazer nada sozinhos, pois necessitam de outro dispositivo para se tornarem úteis.

Segundo Cunha (2013),

Apesar de os microcontroladores terem um desempenho menor que os dos microprocessadores, eles são ideais para projetos que necessitam de

tamanhos reduzidos, menor tempo e custo, sendo amplamente difundidos em automação industrial, residencial e predial, eletrodomésticos, etc.

2.10 PLATARFORMA ARDUINO

O Arduino é uma plataforma de prototipação eletrônica de código aberto (*open source*), qualquer pessoa pode produzi-la, é fácil de programar e utilizar, além de possuir um preço acessível e ser facilmente encontrada (LIMA; VILLAÇA, 2012).

De acordo com Martins, Nobre e Hochenbaum (2013), foi criado pelo italiano Massimo e outros colaboradores, seu objetivo é auxiliar no ensino de eletrônica para estudantes de *design* e artistas. Em geral, criar uma plataforma de baixo custo, para que se pudessem desenvolver seus protótipos com menor custo possível (SOUSA, 2013).

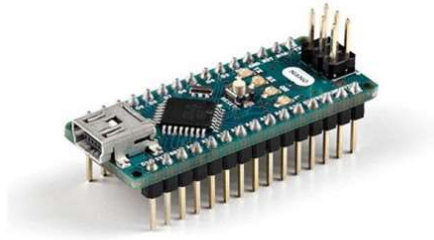
Existem diversos modelos de Microcontrolador Arduino, dentre os quais podemos destacar os seguintes: Arduino UNO, Arduino MEGA 2560, Arduino LEONARDO, Arduino DUE, Arduino MEGA ADK, Arduino NANO, Arduino PRO MINI.

Para McRoberts (2012), Arduino é um computador de tamanho reduzido que pode ser programado para processar entradas e saídas entre o dispositivo e os componentes externos a ele conectados. Ele pode ser ainda intitulado de plataforma embarcada, ou seja, um sistema pode interagir com o ambiente por meio de *hardware* e *software*.

2.10.1 Arduino nano

A funcionalidade do Arduino Nano (*hardware* e *software*) torna-o mais viável e centraliza os processamentos de dados. Através da placa Arduino nano (Fig. 3), é possível ter-se a leitura dos sensores. O quadro 1 descreve os valores referentes à placa Arduino nano.

Figura 3 - Arduino nano



Fonte: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>.

Quadro 1 - Especificações do Arduino nano

Descrição	Valores
Microcontrolador	Atmel ATmega328
Tensão de funcionamento	5 V
Tensão de entrada (recomendado)	7-12 V
Tensão de entrada (limite)	6-20 V
Entradas digitais de I / O	14 (dos quais 6 podem ser saídas PWM)
Entradas analógicas	8
Corrente DC para pino I / O	40 mA
Corrente DC para Pin 3.3V	50 mA
Memória Flash	16 KB (ATmega328), dos quais 2 KB utilizado pa gerenciamento de <i>boot loader</i>
SRAM	1 KB (ATmega328)
EEPROM	512 bytes (ATmega328)
Velocidade de clock	16 MHz
Dimensões	45 x 18 mm

Fonte: Arduino (2017).

As entradas e saídas são divididas em portas analógicas e digitais, composto por 14 pinos digitais, que trabalham com 0-5 V, esse pino pode ser usado como entrada ou saída de dados, possui oito pinos analógico para leitura de sensores, que trabalham com 0-3,3 V. Possui uma tensão operacional de 5 V e alimentação de entrada de 7-12 V e tamanho de 45 x 18 mm (ARDUINO, 2017). A figura 4 mostras os pinos digitais, analógicos e portas de alimentação.

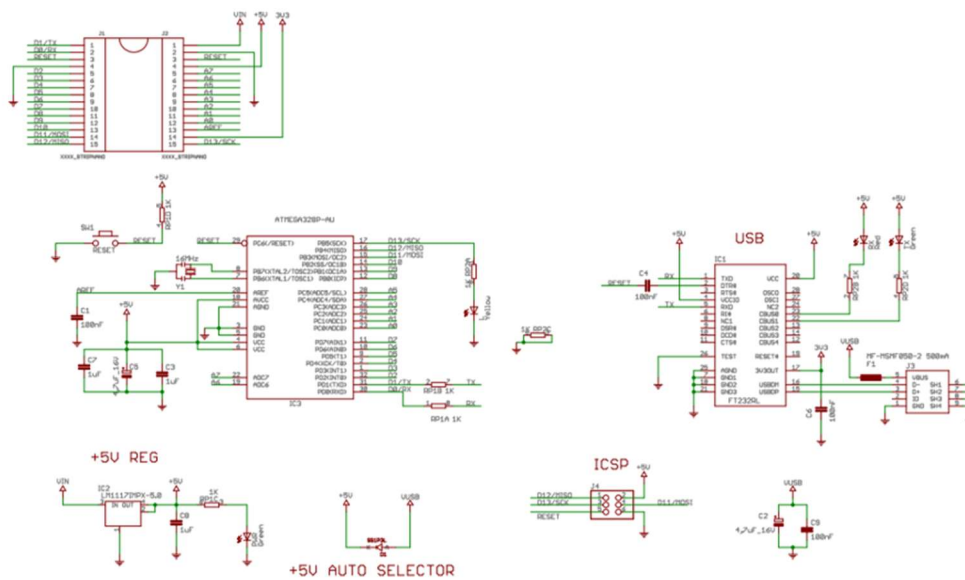
Figura 4 - Arduino nano, portas digitais, analógicas e de tensão

Fonte: Adaptado de <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>.



O Circuito da placa do Arduino nano apresenta as conectividades de todos os componentes com o microcontrolado, controle de tensão, fonte de alimentação, porta serial, USB e identificação de cada saída. Essas informações são úteis para se montar ou implementar os circuitos baseados em cada componente necessário (Fig. 5).

Figura 5 - Circuito eletrônico do Arduino



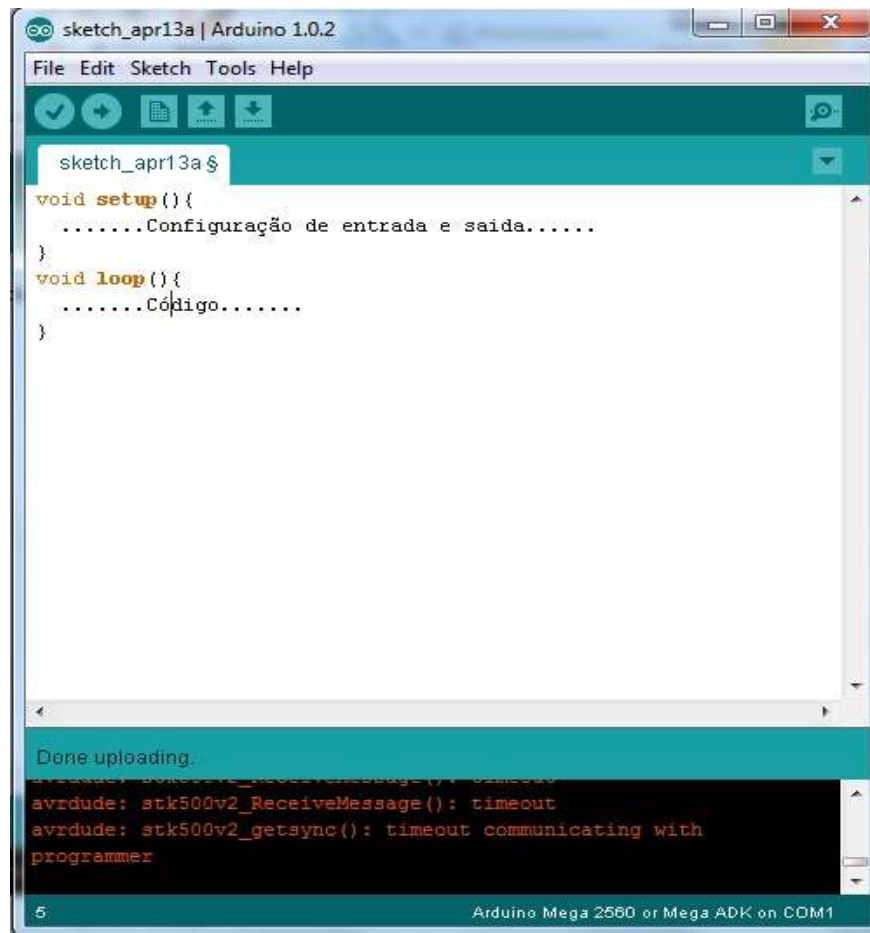
Fonte: VITA (2008).

2.10.2 Software

Projetos desenvolvidos nesta plataforma podem funcionar de forma autônoma ou em conjunto com aplicativos como o *Processing*. A linguagem de programação C/C++ utilizada para o desenvolvimento de aplicações para a plataforma, o que torna a codificação mais amigável, visto que essa encapsula diversos aspectos de baixo nível da programação do microcontrolador (ELIENAY, 2013).

A IDE (*Intregrated Development Environment*; Ambiente de Desenvolvimento Integrado) do Arduino é desenvolvida em *Java*, e permite uma programação de alto nível, semelhante ao *Java*. Basicamente são duas funções realizadas pela IDE, permite o desenvolvimento do programa e realiza o envio dele para a placa e assim o programa é executado (McROBERTS, 2012; Fig. 6).

Figura 6 - IDE do Arduino

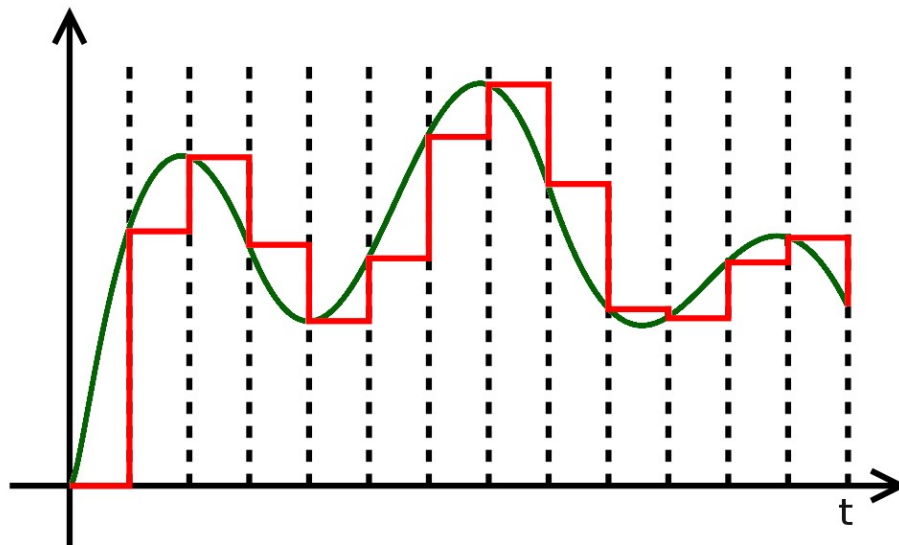


Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2018).

2.10.3 Codificação das portas analógicas e digitais

As portas analógicas serão plugadas nos sensores para ler os valores, esses serão convertidos num valor digital utilizando um conversor interno analógico-digital que corresponde a 0 (0 V) ou 1 (5 V). O código embarcado no Arduino fará um tratamento desses valores e passará um processo determinado. As portas digitais também podem atuar como portas analógicas, pois possuem conversor interno PWM que faz essa função (Fig. 7).

Figura 7 - Codificação dos dados da porta digital e analógica



Fonte: Sousa (2013).

O microcontrolador do Arduino trabalha internamente com dados digitais, portanto é necessário traduzir um sinal analógico para um valor digital. A técnica utilizada para leitura de um sinal analógico pelo Arduino é a conversão analógica digital. Essa técnica consiste em converter o sinal analógico para um valor digital, dessa forma se pode quantificar o sinal presente no pino. Esse processo é feito pelo conversor Analógico digital, ADC ou conversor A/D (SOUSA, 2013).

2.11 SENSORIAMENTO

Sensor é um dispositivo que responde a um incentivo físico/químico de maneira específica e mensurável analogicamente (WEBTRONICO, 2017). São componentes elétricos que funcionam como dispositivos de entrada, ou ainda podem ser rotulados como dispositivos que servem para medir estímulos externos ao sistema que ele está empregado, fornecendo dados que geram informações para o Arduino.

2.11.1 Sensor MG811

O sensor detector de gases (CO_2), modelo MG811, possui as dimensões 32 x 22 x 27 mm. Com esse tamanho ele pode medir concentrações de gases nocivos na faixa de 350 a 10000 ppm, opera em temperaturas de -20 a 50 °C e consome menos de 154 mA a 6 V de tensão (SANDBOX, 2017). Sua sensibilidade é ajustável.

Possui pinos de saída digital de 0-5 V e analógica utilizados para a leitura dos dados (Fig. 8 e Quadro 2).

Figura 8 - Sensor MG811



Fonte: <https://www.dfrobot.com/product-1023.html>.

Quadro 2 - Especificações do sensor MG811

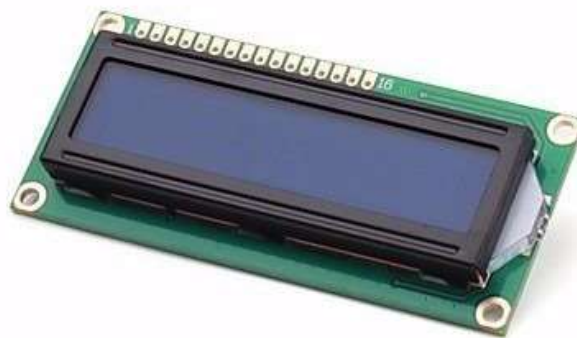
Descrição	Valores
Modelo	MG811
Tipo de sensor	Eletrólito Sólido
Gás alvo	CO ₂
Alcance de detecção	de 350 a 10000 ppm (CO ₂)
Encapsulamento padrão	Bakelite, tampa de metal
Resistência do aquecedor	35 Ω ± 3
Corrente de aquecimento	140 ± 20 mA
Tensão do aquecedor	6.0 V ± 0.1 V (AC ou DC)
Consumo de Caldeira	850 ± 120 mW
Condições de trabalho padrão	-20 ~ 50 ° C, sob 95% RH
Condições de Armazenamento	-20 ~ 70 ° C, abaixo de 70% RH
Zero Point EMF	200-600 mV
D E M F sinal de saída	≥ 25 mV / 1000 ppm CO ₂

O sensor adota o princípio contínuo da bateria do eletrólito para detectar o dióxido de carbono. Quando o sensor é colocado no ambiente de CO₂, a reação do eletrodo ocorre entre o eletrodo positivo e negativo da bateria e a força eletromotriz é gerada entre o eletrodo sensível ao sensor e o eletrodo de referência. O sinal de tensão de saída pode ser usado para a detecção de dióxido de carbono (INTEFORM, 2018).

2.12 LCD 16X2

O módulo de display LCD 16x2 de caracteres alfanuméricos são interfaces de comunicação visual que informam os dados em tempo real para o usuário. Possui uma tensão operacional de 3,3v a 5v, com dimensões totais 80 x 36 x 12 mm (LARGURA, 2017). Tal módulo é regulado com um *Delay* (tempo de resposta) de milésimos de segundos para mostrar os resultados detectados durante o procedimento (Fig. 9 e Quadro 3).

Figura 9 - LCD 16x2



Fonte: <https://www.cytron.io/p-ds-lcd-162a>.

Quadro 3 - Especificações do LCD 16x2

Descrição	Valores
Cor <i>back light</i>	Azul
Cor escrita	Branca
Dimensão Total	80 x 36 x 12 mm
Dimensão Área visível	64.5 x 14 mm
Dimensão Caractere	3 x 5.02 mm
Dimensão Ponto	0.52 x 0.54 mm

2.13 MÓDULO DE LED DE ALTO BRILHO

Os LEDs são díodos que emitem luz quando são percorridos por uma corrente elétrica. A emissão de luz, dá-se quando os elétrons transitam entre estados de diferentes energias, quando passam na junção entre os dois tipos (n e p) do material semicondutor de que é feito o díodo (DUARTE, 2015). O LED de auto brilho possui uma intensidade de luz maior que os outros modelos (Fig. 10 e Quadro 4).

Figura 10 - LED de alto brilho



Fonte: <https://www.arduinomega.com.br/led-alto-brilho-5mm-branco>.

Quadro 4 - Especificações do LED de alto brilho

Descrição	Valores
Brilho	12000 mcd
Tamanho Padrão	5 mm
Corrente máxima	20 mA

2.14 BUZZER

O *buzzer* possui frequências de tons programáveis. Essas frequências baseadas nos dados lidos pelo sensor, possuem uma tensão operacional de 5 V (CORREA, 2015). Ele emite sons determinados com as concentrações de CO₂ e são sincronizados com os módulos de LEDs (Fig. 11 e Quadro 5).

Figura 11 - Ilustração do Buzzer



Fonte: <https://www.filipeflop.com/produto/buzzer-ativo-5v/>.

Quadro 5 - Especificações do Buzzer

Descrição	Valores
Tensão de Operação	5 V
Diâmetro	12 mm
Altura	10 mm
Tipo de operação	Passivo

2.15 FONTE DE ALIMENTAÇÃO

A fonte de alimentação é utilizada para manter todo o circuito, utilizando tensão de 6v com 1 mA de *output* e é recarregável com 5-6 V de tensão com 2 mA. Tem duração de aproximadamente três horas ou possivelmente mais (Fig. 12 e Quadro 6).

Figura 12 - Bateria recarregável

Fonte: <https://www.eletrinfocia.com.br/bateria-recarregavel-aa-3-6v-700mah-14x50mm-rontek>.

Quadro 6 - Especificações da bateria recarregável

Descrição	Valores
Tipo	Lithium
Voltagem	3,6 V; 2600 mAh
Tipo da bateria	AA

2.16 RESISTORES

Os resistores têm papel fundamental na construção de circuitos eletrônicos, visto que possibilitam a utilização de diversos componentes com tensões de trabalho distintos em um circuito alimentado por uma única fonte.

Circuitos eletrônicos comportam diferentes componentes em uma única estrutura. Muitos desses têm tensões de trabalho distintas, ou seja, requerem tensões específicas para seu funcionamento adequado. Desse modo, faz-se indispensável componente como os resistores (Fig. 13). Esses possuem o papel de reduzir a corrente elétrica, fazendo com que ela chegue ao componente o mais próximo de sua tensão de trabalho.

Figura 13 - Ilustração de um resistor



Fonte: <http://www.baudaeletronica.com.br/resistor-150r-5-1-4w.html>.

Quadro 7 - Especificações do resistor

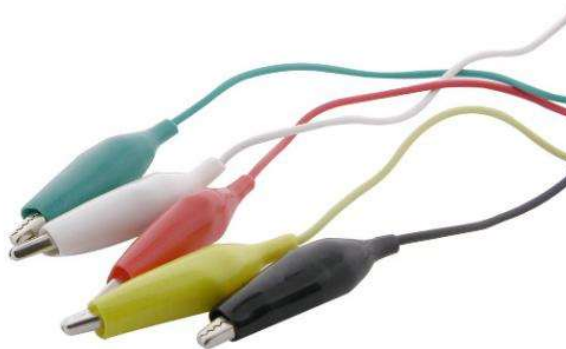
Descrição	Valores
Tipo	Carbono CR25
Resistência	10 kΩ; 1 kΩ; 3,4 kΩ; e 330 Ω

Os resistores são componentes constituídos de um material que possui a propriedade de se opor à passagem de corrente elétrica. A sua resistência depende do tipo de material (resistividade - R), do comprimento do fio (L) e da área da secção transversal do fio, conforme a segunda Lei de Ohm ($R= \rho L/A$) (PAULO, 2018).

2.17 CABOS

2.17.1 Jumper

Figura 14 - Ilustração de “Jumper”



Fonte: <http://www.robotiv.re/conteudo/jumper>.

Quadro 8 - Especificações do Jumper

Descrição	Valores
Tipo	Plástico e cobre

3 OBJETIVO

3.1 GERAL

Identificar e caracterizar um detector de gás carbônico (CO₂) para facilitar a intubação traqueal capaz de detectar a presença do gás de maneira quantitativa e em tempo real.

3.2 ESPECÍFICOS

1) Desenvolver um detector de gás carbônico:

Sensível e específico e que não dependa de fluxo de gases, incursões respiratórias;

Sinalize rapidamente este gás, em tempo real, para ser um facilitador da intubação;

Resistente à umidade e à temperatura das vias aéreas;

Dimensões reduzidas e portátil;

Baixo custo.

2) Caracterizar um detector de CO₂, com as descrições acima, para que o mesmo possa ser usado acoplado a outros materiais.

4 METODOLOGIA

4.1 BUSCA DE ANTERIORIDADE

A busca de anterioridade foi realizada em 31 de outubro de 2017, na plataforma Questel Orbit, utilizando a combinação dos seguintes termos: detector portátil, dióxido de carbono, capnógrafo, intubação, traqueia e garganta, todos em inglês.

4.2 DESENVOLVIMENTO DO PROTÓTIPO

O protótipo é composto por diversos componentes eletrônicos e um *software* inteligente em que ambos desempenham tarefas fundamentais para o funcionamento do protótipo proposto. Abaixo estão listados os componentes utilizados e as suas funções no projeto.

- Arduino: Desempenha diversas funções dentro do protótipo proposto, como acionar o *buzzer*, os LEDs indicativos, efetuar a codificação de dados lidos pelo sensor e transformar em informações para o usuário;
- MG811: Sensor detector de gases (CO₂), Tem como base de funcionamento uma resistência de aquecimento para criar as condições necessárias ao funcionamento do sensor e o sensor propriamente dito que nos vai fornecer as medições através da variação da sua resistência interna e processo eletroquímico;
- Display LCD 16x2: É uma interface de comunicação visual que informa os dados em tempo real para o usuário durante o procedimento, tornando-se útil para o protótipo;
- LED: É um emissor de luz que foi utilizado para determinar um feixe luminoso em resposta à presença de diferentes concentrações de CO₂ baseadas em cálculos programáveis;
- Buzzer: Possui frequências de tons programáveis. Essa frequência baseada nos dados lidos pelo sensor emite sons determinados com as concentrações de CO₂ e são sincronizados com os módulos de LEDs;

- Fonte de alimentação: Utilizada para manter todo o circuito, é um carregador portátil de 6,7 V com 1 mA e tem duração de aproximadamente três horas, ou possivelmente mais;
- Resistores: Responsáveis por reduzir a corrente elétrica para o funcionamento adequado dos componentes, evitando a queima dos componentes em alta corrente. Foram utilizados nos módulos de LEDs para deixar o mais próximo de sua tensão operacional;
- Cabos: Com invólucros plásticos e cobre no centro. Irão conectar o circuito da parte fixa do protótipo **PHDetector** à parte externa.

5 RESULTADOS

5.1 ESTADO DA ARTE

Atualmente, os detectores de gás carbônico (capnômetros e capnógrafos) detectam a presença do gás após a intubação traqueal e depois da execução de três incursões respiratórias. Se o detector for qualitativo, demonstrará uma reação positiva para o gás carbônico (CO₂). Se for quantitativo, fornecerá o valor do CO₂ (capnômetro) e também poderá informar o gráfico inspiratório e expiratório (capnógrafo) do referido gás. Portanto, são utilizados para confirmar a intubação traqueal. Os detectores de CO₂ qualitativos indicam a presença do gás por meio de reação química e são acessíveis e pequenos, mas não dizem a quantidade ou o gráfico. Os quantitativos são precisos e evidenciam a quantidade e gráfico; mas são onerosos e necessitam de monitor para a visualização dos resultados.

Como já foi explicitado, ambos requerem incursões respiratórias para mostrar os dados, ou seja, movimentação do CO₂ e não fornecem o resultado da detecção do gás durante o procedimento; mas fornece-o após finalizada a intubação traqueal e a realização das três incursões. Após esse tempo de detecção, os resultados passam a ser em tempo real. Porém, até a confirmação do correto posicionamento da cânula traqueal, essas três incursões podem ser um risco ao paciente, se a cânula estiver erroneamente posicionada no esôfago em determinadas condições clínicas.

Em seguida, são apresentadas as patentes relacionadas à pesquisa realizada e suas divergências com o protótipo proposto, evidenciando o caráter inovador do projeto desenvolvido e da forma de utilização.

A publicação **DK8703831** reporta-se a um produto detector de gás carbônico qualitativo com base em reação química registrada na invenção. Dessa forma, vê-se um produto conceitualmente divergente do exposto por esta invenção proposta ser um detector quantitativo.

O relato da invenção **DE102010054467** refere-se a um sensor de detecção de monóxido de carbono e dióxido de carbono por meio de eletrodo contendo sódio e outros materiais químicos com a capacidade de ser introduzido no tubo endotraqueal e oferecendo medidas quantitativas. Mostra também a possibilidade de reutilização por ser esterilizável. Esse invento difere-se do bioproduto em análise por não

apresentar um leitor dos resultados detectados pelo sensor e pelo método de detecção quantitativo ser diferente.

No que tange à publicação **WO02076279**, trata-se da descrição do método para intubação traqueal e do tubo endotraqueal, não se relacionando, portanto, diretamente com o que representa o projeto em discussão foco dessa dissertação.

A patente **US5885248** descreve um produto acoplado ao tubo endotraqueal que possui detectores de pressão e volume; diferenciando, como descrito, a correta ou errônea localização. Por meio desta variação de pressão e de volume, permite ou impede a passagem do fluxo de gases pela tubo.

O equipamento descrito no modelo **US5487731** remonta a um detector de intubação esofágico que se utiliza de um modelo volumétrico e pressórico para evitar a permanência do tubo traqueal erroneamente no esôfago.

A descrição do modelo **US5331967** relata um instrumento indicativo de intubação traqueal ou esofágico por meio de método que avalia frequências de ressonância, não sendo, destarte, método que envolva detecção de gás carbônico.

A descrição **US2015238722** abrange um capnógrafo portátil que pode ser acoplado à máscara de ventilação ou ao tubo endotraqueal, fornecendo valores da quantidade de gás carbônico no ar exalado que passa diretamente pelo equipamento e outros dados. Esse produto é prático, portátil, porém necessita de fluxo de gases por seu interior para fornecer o resultado da quantidade de gás exalado por ele detectado. Assim, não possui característica de detecção em tempo real do posicionamento do tubo traqueal e, portanto, não preveniria a aposição inadvertida do tubo em localização não desejada. Esse dispositivo, por ausência de percepção do gás do ar expirado das vias aéreas, forneceria a informação que o tubo traqueal estaria localizado fora do alvo desejado, necessitando a sua realocação. Entretanto, um dos diferenciais do proposto no projeto foco dessa dissertação é uma detecção do gás carbônico presente na via aérea, mesmo sem movimentação dos gases. Uma detecção em tempo real para prevenir a colocação do tubo traqueal no esôfago; tentando, dessa forma, prevenir insuflação de gases fora da via aérea. Diminuindo o risco de regurgitação esofágica, principalmente para os pacientes com estômago cheio em situações de urgência e emergência com indicação de intubação.

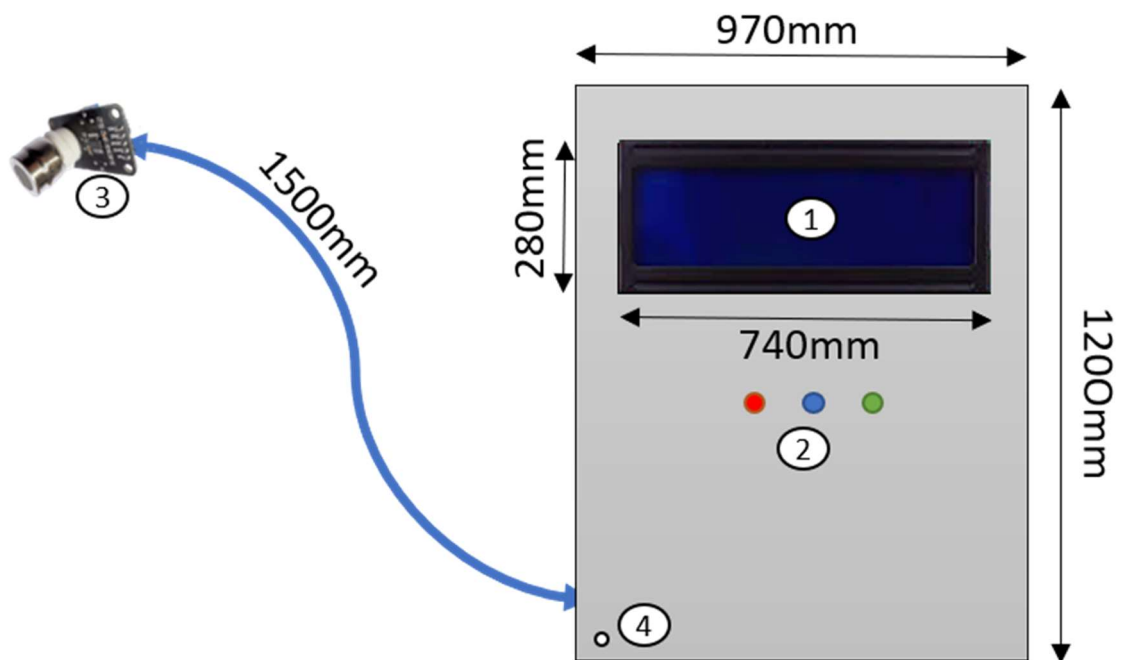
A descrição do protótipo **GB0612750** remete a um instrumento acoplado à extremidade distal da prótese traqueal para intubação que detecta pressão negativa e gás carbônico com mudança de cor, apresentando-se como detector qualitativo.

5.2 PROTÓTIPO PROPOSTO

Presente protótipo (**PHDetector**) se trata de um detector de gás carbônico em tempo real, podendo ser usado para facilitar e para confirmar a intubação traqueal, mediante o fornecimento das quantidades e gráfico de CO₂. É um detector portátil, de baixo custo e não necessita ser acoplado a monitores, porque possui um visor de LCD para fornecer os resultados. É composto por três partes, sendo duas externas e uma interna, o processador da informação.

O protótipo foi dividido em quatro partes, conforme a figura 15, ela mostra as medições, os encaixes dos eletrônicos e sensores.

Figura 15 - Estrutura do protótipo com encaixes e medições



Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2018).

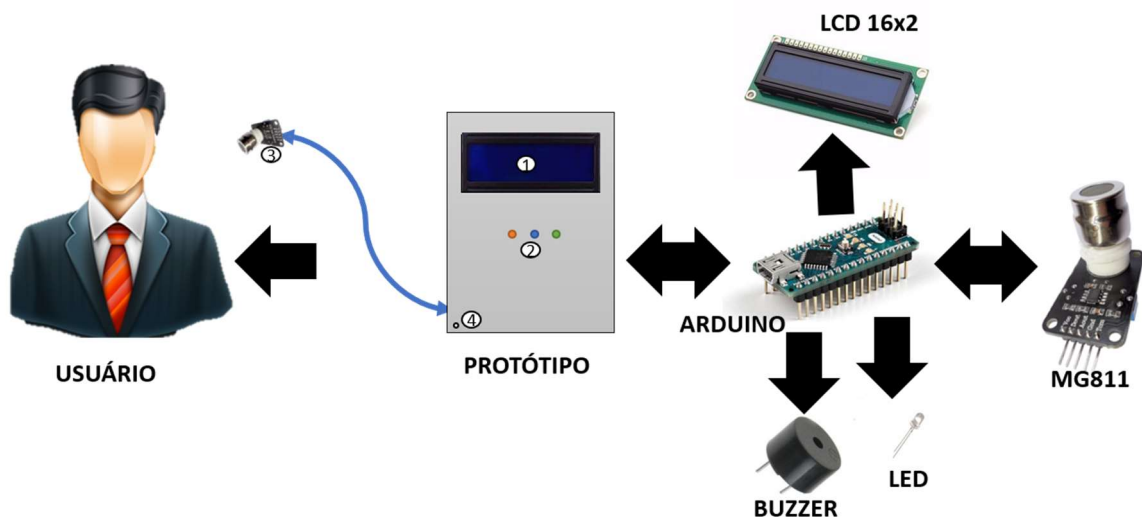
As partes dimensionadas foram o visor, as luzes, o som, o encaixe do sensor e a estrutura para receber os demais componentes.

1. O visor irá apresentar as informações lidas pelo sensor; possui dimensão de 74,0 x 28,0 mm;
2. Sequência de LEDs (feixes de luz); representa a presença de CO₂ no ambiente; cada cor representa um *status*;
3. Sensor de CO₂; ficará na ponta do fio de 1500 mm, para melhor detectar a presença de CO₂;
4. Saída de som; sinais sonoros, conforme a presença de CO₂.

5.3 ARQUITETURA DO SISTEMA

A arquitetura se desenvolveu sobre a interação entre *hardware* e *software* trabalhando em conjunto para cumprimento dos objetivos do sistema, atuando sobre as ações e leitura de dados do Protótipo proposto (Fig. 16). O sistema possui componentes eletrônicos e um sensor de gás.

Figura 16 - Funcionalidades do protótipo



Fonte: Elaborada pelo próprio autor (2018).

A arquitetura se dividiu da seguinte forma: usuário, protótipo e eletrônicos.

- Usuário: Recebe informações de CO₂ do protótipo e, baseado nessas informações, pode tomar decisões momentâneas;
- Protótipo: Possui uma estrutura pequena, fácil de utilizar e simples; passa as informações em tempo real para o usuário;
- Sensor MG811: Responsável pela captura de dados de CO₂, em um determinado ambiente, que será coletado pelo o Arduino;
- Arduino: Gera ações baseadas na lógica de programação (algoritmo); essas ações são tomadas a partir da leitura do CO₂; após decodificar, processa as informações e gera sinais visuais no visor, sinais sonoros no *buzzer* e sinais luminosos nos LEDs para o usuário;
- Buzzer: Após a leitura de CO₂, ele muda de frequência; os alertas de tons são frequentes devido à presença de CO₂; conforme a tonalidade, o usuário experiente nem precisar visualizar o protótipo para tomar ações;
- LEDs: Baseado na leitura de CO₂, os LEDs indicarão a presença mais forte de CO₂ no ambiente; as cores se alternam de acordo com a concentração de CO₂, conforme descrito a seguir:
 - Luz vermelha: caracteriza a presença de CO₂ em baixa concentração;
 - Luz amarela: caracteriza a presença de CO₂ em concentração mediana;
 - Luz verde: caracteriza a presença de CO₂ em alta concentração.

6 DISCUSSÃO

Após as fases de prospecção, investimento e aquisição de materiais, elaboração e testes; chegou-se ao desenvolvimento preliminar do **PHDetector**.

Este protótipo, visa atender os desafios elaborados na formulação dos problemas evidentes ao se descrever a importância da correta instrumentação das vias aéreas e intubação traqueal nas fases iniciais deste manuscrito, como também alcançar as respostas observadas durante a objetivação dos desafios anteriormente traçados.

No que tange aos custos, o **PHDetector**, em seu estado de desenvolvimento atual, necessitou de investimentos da ordem de R\$ 1.000,00 (um mil reais). Não se computando, nestes cálculos, o precioso trabalho técnico do desenvolvedor que gentilmente colaborou de forma precisa e determinante para este resultado; estando, portanto, em coautoria na solicitação de depósito de patente.

Não bastasse esse valor já bastante acessível do protótipo, espera-se e deseja-se uma redução importante desta quantia ao se passar à confecção em caráter industrial, ou seja, em larga escala.

Observaram-se também limitações ao seu uso que, conforme relatado, necessitarão de aperfeiçoamentos técnicos *a posteriori*. Dentre estes, pode-se destacar:

- (a) Um longo período necessário para aquecimento do dispositivo, entre 15 a 20 minutos, limitando o uso na prática clínica. Desejando-se um tempo de aquecimento menor que 03 minutos;
- (b) Tamanho reduzido, se comparado com os atuais, mas não tão diminuto quanto o vislumbrado à concepção do protótipo;
- (c) Perda de acurácia em concentrações muito elevadas de gás carbônico, maiores que 10.000 ppm, como os presentes na expiração. Ressaltando-se que os valores exalados podem ultrapassar 65.000 ppm, aproximadamente 50 mmHg.
- (d) Durante o aquecimento do sensor MG811, são atingidos níveis de temperatura em torno de 30 graus celsius, limitando o uso direto em modelos animais.

Cabendo, outrossim, salientar que os valores já passíveis de detecção são encontrados na árvore respiratória. Mas chega-se a um limite de aferição do protótipo, à medida que os níveis de gás carbônico expirados se elevam, em virtude do Sensor MG811 utilizado, fazendo com que o sistema passe a não mais mensurar os valores progressivamente crescentes. Entretanto, a medição já alcançada perfaz valores que

superam de forma relevantemente consistente os observados no ar ambiente e no sistema do trato gastrintestinal. Por isso, os achados já demonstrados dão relevância ao protótipo foco deste escopo.

7 CONCLUSÃO

Chegou-se a um modelo de utilidade que, após investimentos e desenvolvimentos fabris posteriores, poderá se apresentar como uma opção de facilitação da intubação traqueal, bem como monitorização do CO₂ exalado.

No modelo atualmente desenvolvido, o **PHDetector** se apresenta como: detector de gás carbônico em tempo real, tendo sua acurácia limitada em função do sensor detector de CO₂ utilizado; possui um visor de LCD próprio, não dependendo, portanto, de monitores externos para visualização dos dados; associa um sinal sonoro, buzzer, e luminoso, LEDs, oferecendo mais segurança à prática da instrumentação das vias aéreas. Somando, assim, três mecanismos de conferência.

Assim, o **PHDetector** talvez possa se somar ao arsenal de materiais utilizados para a instrumentação das vias aéreas para se obter uma patência artificial em situações de necessidades clínicas, bem como um detector de gás carbônico portátil e acessível para simplificar o uso da capnografia nos mais variados ambientes hospitalares e no pré-hospitalar. Podendo também ser um monitor portátil e acessível da concentração do gás carbônico com incremento nos níveis de segurança ao executante do ato de intubação. Ressalta-se que, quanto mais custo-efetivo for o método de detecção escolhido, maior poderá ser o uso na prática clínica.

Nas fases futuras de desenvolvimento e aprimoramento do PHDetector, será importante o desenvolvimento ou utilização de sensores de gás carbônico com capacidade de detecção de níveis elevados de CO₂ para permitir o uso na prática clínica.

REFERÊNCIAS

APFELBAUM, J. L. et al. Practice Guidelines for Management of the Difficult Airway: An Updated Report by the American Society of Anesthesiologists Task Force on Management of the Difficult Airway. **Anesthesiology**, v. 118, p. 251, 2013.

ARDUINO. **Arduino comparação**. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Products/Compare>> Acesso em: 15 maio 2018.

ASA. Practice guidelines for management of the difficult airway. A report by the American Society of Anesthesiologists task force on management of the difficult airway. **Anesthesiology**, v. 78, p. 597-602, 1993.

ASA. Practice guidelines for management of the difficult airway: an updated report by the American Society of Anesthesiologists task force on management of the difficult airway, **Anesthesiology**, v. 98, p. 1269, 2003.

BEHRINGER, E. C. Approaches to managing the upper airway. **Anesthesiology Clinics of North America**, v. 20, p. 813-32, 2002.

BENUMOF, J. L. Preoxygenation: Best Method for Both Efficacy and Efficiency? **Anesthesiology**, v. 91, p. 603, 1999.

BHAVANI-SHANKAR, K. et al. Terminology and the current limitations of time capnography: A brief review. **Journal of Clinical Monitoring**, v. 11, n. 3, p. 175-82, 1995

BOHR, C. Ueber die Lungenathmung. **Acta Physiologica**, v. 2, n. 1, p. 236-68, 1891.

BRODSKY, J. B. et al. Morbid Obesity and Tracheal Intubation. **Anesthesia & Analgesia**, v. 94, p. 732, 2002.

CHITILIAN, H. V.; KACZKA, D. W.; MELO, M. F. V. Respiratory Monitoring. In: MILLER, R. D. **Miller's Anesthesia**. 8. ed. Philadelphia: Elsevier Saunders. 2015. Cap. 51. p. 1541-79.

CORREA, Gunnar. **Beep usando Buzzer com Arduino**. 2015. Disponível em: <<http://satellasoft.com/?materia=beep-usando-buzzer-com-arduino>> Acesso em: 30 ago. 2017.

CUNHA, E. **Sistema microcontrolador baseado em autenticação remota e acionamento por meio de dispositivos móveis**. [S.l.:s.n.], 2013.

DUARTE, M. S. **LEDs: Informações Úteis**. 2015. Disponível em: <<https://www.electronica-duartes.com/leds.php>>. Acesso em: 01 ago. 2017.

EL-ORBANY, M. et al. Miller's Anesthesia E-Book. **Anesthesia & Analgesia**, v. 113, p. 103, 2011.

EZRI, T. et al. Electroacupuncture on propofol anaesthesia in dogs. **Anesthesia & Analgesia**, v. 93, p. 1073, 2001.

FANG, B.; NORRIS, J. Perioperative Neuroprotection: Are We Asking the Right Questions? **Anesthesia & Analgesia**, v. 98, p. 870, 2004.

GROVER, V. K. et al. Spinal Anesthesia with Low-Dose Bupivacaine-Fentanyl Combination: a Good Alternative for Day Case Transurethral Resection of Prostate Surgery in Geriatric Patients. **Anesthesia & Analgesia**, v. 96, p. 911, 2003.

HAGBERG, C. A.; ARTIME, C. A. Airway Management in the Adult. In: MILLER, R. D. **Miller's Anesthesia**. 8. ed. Philadelphia: Elsevier Saunders. 2015. Cap. 55, p. 1923.

HEGDE, H. V. et al. Class zero airway. **European Journal of Anesthesiology**, v. 29, p. 338, 2012.

INTEFORM, **MG811 Sensor de gás de CO2 eletrólito sólido**. Disponível em: <<http://www.inteform.com.br/portuguese/iot/mg811-sensor-de-gas-de-co2-eletrolito-solido.html>>. Acesso em: 17 maio 2018.

IOHOM, G. et al. Prediction of difficult tracheal intubation. **European Journal of Anesthesiology**, v. 20, p. 31, 2003.

ISO 80601-2-55. **Medical electrical equipment - Part 2-55: particular requirements for the basic safety and essential performance of respiratory gas monitors**. 2011.

JAFFE, M. B. Respiratory gas analysis - technical aspects. **Anesthesia & Analgesia**, v. 126, n. 3, p. 839-45, 2018

KHETERPAL, S. et al. Anesthesia and Uncommon Diseases: Expert Consult - Online and Prin. **Anesthesiology**, v. 105, p. 885, 2006.

LARGURA, Ronan. **Display LCD 16x2 com Arduino**. Disponível em: <<https://portal.vidadesilicio.com.br/display-lcd-16x2-com-arduino/>> Acesso em: 20 ago.e 2017.

LIMA, C. B.; VILLAÇA, M. V. M. **AVR e Arduino técnicas de projetos**. Florianópolis: Edição dos Autores, 2012. 632p.

LUNDSTROM, L. H. et al. Complications in Neuroanesthesia. **Anesthesia**, v. 64, p. 1081, 2009.

LUNDSTROM, L. H. et al. Poor prognostic value of the modified Mallampati score: a meta-analysis involving 177 088 patients. **British Journal of Anesthesia**, v. 107, p. 659, 2011.

MALLAMPATI, S. R. et al. A clinical sign to predict difficult tracheal intubation; a prospective study. **Canadian Anesthetists' Society Journal**, v. 30, p. 316, 1983.

MARTINS, E.; NOBRE, J.; HOCHENBAUM, J. **Arduino em Ação**. [S.l.]: Novatec, 2013.

MASHOUR, G. A.; SANDBERG, W. S. Neurologic complications after neuraxial anesthesia or analgesia in patients with preexisting peripheral sensorimotor neuropathy or diabetic polyneuropathy. **Anesthesia & Analgesia**, v. 103, p. 1256, 2006.

MASHOUR, G. A. et al. Advances in Anesthesia, E-Book. **Anesthesia & Analgesia**, v. 107, p. 1919, 2008.

McROBERTS, M. **Arduino Básico**. São Paulo: Novatec, 2012.

MILLER, R. D. **Miller's Anesthesia**. 8. ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2015.

MOGUE, L. R.; RANTALA, B. Capnometers. **Journal of Clinical monitoring**, v. 4, p. 115-21, 1988.

PAULO, Augusto Bisquolo. **Leis de Ohm: Resistência elétrica, resistividade e leis de Ohm**. Disponível em: <<https://educacao.uol.com.br/disciplinas/fisica/leis-de-ohm-resistencia-eletrica-resistividade-e-leis-de-ohm.html>> Acesso em: 28 jul. 2018.

PETERSON, G. N. et al. Management of the difficult airway: a closed claims analysis. **Anesthesiology**, v. 103, p. 33-3, 2005.

RACINE, S. X. et al. Miller's Anesthesia E-Book. **Anesthesiology**, v. 112, p. 1190, 2010.

SAMSOON, G. L.; YOUNG, J. R. Difficult tracheal intubation: a retrospective study. **Anaesthesia**, v. 42, p. 487, 1987.

SANDBOX. **Sensor MG811**, Disponível em: <<http://sandboxelectronics.com/files/SEN-000007/MG811.pdf>>. Acesso em: 10 ago. 2017.

SHIGA, T. et al. Reevaluation of the airways of obese patients undergone bariatric surgery after reduction in body mass index. **Anesthesiology**, v. 103, p. 429, 2005.

SOUSA, F. **Entendendo as Entradas Analógicas do Arduino**, 2013. Disponível em: <<https://www.embarcados.com.br/arduino-entradas-analogicas/>>. Acesso em: 19 maio 2018.

TANOUBI, I. et al. Optimizing preoxygenation in adults. **Canadian Journal of Anaesthesia**, v. 56, p. 449, 2009.

VITA. **Arduino Nano scrematic**. 2008. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/uploads/Main/ArduinoNanoManual23.pdf>>. Acesso em: 26 set. 2017.

WEBTRONICO. Disponível em: <<http://www.webtronico.com/ldr-5mm-sensor-de-luminosidade.html>>. Acesso em: 04 dez. 2017.

WEINGARTEN, M. Respiratory monitoring of carbon dioxide and oxygen: a ten-year perspective. **Journal of Clinical Monitoring**, v. 6, p. 217-25, 1990.

WILSON, M. E. et al. Predicting difficult intubation. **British Journal of Anaesthesia**, v. 61, p. 211, 1988.

YILDIZ, T. S. et al. Miller's Anesthesia E-Book. **Journal of Anesthesia**, v. 19, p. 7, 2005.