

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

ISABELA GONÇALVES DE ANDRADE

**Desenvolvimento e Avaliação de um Protótipo de Laringoscópio Instrumentado para
Aprimoramento da Intubação Orotraqueal**

Uberlândia/MG

2025

ISABELA GONÇALVES DE ANDRADE

**Desenvolvimento e Avaliação de um Protótipo de Laringoscópio Instrumentado para
Aprimoramento da Intubação Orotraqueal**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Faculdade de Engenharia Elétrica da
Universidade Federal de Uberlândia como
requisito parcial para obtenção do título de
bacharel em Engenharia Biomédica.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Selma Terezinha
Milagre.

Uberlândia/MG

2025

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

A553 Andrade, Isabela Gonçalves de, 2002-
2025 Desenvolvimento e Avaliação de um Protótipo de Laringoscópio
Instrumentado para Aprimoramento da Intubação Orotraqueal
[recurso eletrônico] / Isabela Gonçalves de Andrade. - 2025.

Orientadora: Selma Terezinha Milagre.
Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) - Universidade
Federal de Uberlândia, Graduação em Engenharia Biomédica.
Modo de acesso: Internet.
Inclui bibliografia.
Inclui ilustrações.

1. Engenharia biomédica. I. Milagre, Selma Terezinha,1962-,
(Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Graduação em
Engenharia Biomédica. III. Título.

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074

ISABELA GONÇALVES DE ANDRADE

**Desenvolvimento e Avaliação de um Protótipo de Laringoscópio Instrumentado para
Aprimoramento da Intubação Orotraqueal**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Faculdade de Engenharia Elétrica da
Universidade Federal de Uberlândia como
requisito parcial para obtenção do título de
bacharel em Engenharia Biomédica.

Uberlândia, 18 de setembro de 2025.

Banca Examinadora:

Selma Terezinha Milagre – Professora Doutora (FEELT/UFU)

Gabriella Lelis Silva – Professora Doutora (FEELT/UFU)

Luanne Cardoso Mendes – Professora Doutora (FEELT/UFU)

Dedico este trabalho à minha mãe e à minha
irmã, por todo o carinho e amor.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha mãe, Fabiana, por ser meu pilar ontem, hoje e sempre. Sou grata por você, pela sua vida, alegria, disposição, coragem, esperança, e principalmente por garantir que em cada etapa da minha criação e mesmo diante de caminhos difíceis e de muito sacrifício, nada me faltasse. Obrigada por me permitir ir atrás dos meus sonhos e me dedicar ao meu futuro. Você é minha inspiração, e tudo que faço é por você.

À minha irmã, Bruna, por ser exatamente quem você é: minha amiga, irmã de sangue e de alma. Cada passo meu também é por você, e espero poder te inspirar a ser quem você deseja ser.

À minha avó, minha bá, Maria das Graças (*in memoriam*), que esteve no meu coração todos os dias, e sempre vai estar. A sua felicidade com a minha aprovação na faculdade foi um presente que levarei para sempre. Espero que esteja orgulhosa de mim.

Aos meus padrinhos, Fátima e José Raimundo, por serem suporte, carinho, amor, e por torcerem pelas minhas conquistas durante todo o processo.

Aos meus amigos de casa, que tanto amo, e que mesmo distante foram meu apoio. Passar por esta jornada sem vocês seria impossível. Meus irmãos de outra mãe, minha saudade e os amores da minha vida.

Aos meus amigos de graduação, com quem dividi cada etapa difícil e complicada, mas também todas as alegrias. É uma bênção ter passado por tudo com cada um de vocês, que vou levar comigo para sempre. Em especial, à Maria Clara, com quem dividi a casa, a turma e a vida. Obrigada por ser parte de todos os meus dias e por estar presente em cada momento.

Agradeço aos meus professores, em especial ao Prof. Adriano e à Profa. Selma, pelo apoio fundamental durante a graduação e na conclusão do curso. Aos alunos e docentes do laboratório NIATS, com um agradecimento especial ao Caio e ao Daniel, pelas valiosas contribuições no desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pela bolsa concedida durante uma etapa do curso.

Por fim, e mais importante, agradeço à espiritualidade, que sempre esteve presente. Por ter me acompanhado em cada passo e por ter entrado na minha vida na época mais difícil e importante que já passei. Que eu sempre possa evoluir, e que eu sempre tenha algo a aprender. As raízes que me faltavam, eu finalmente encontrei.

“Yet such is oft the course of deeds that move
the wheels of the world: small hands do them
because they must, while the eyes of the great
are elsewhere.”

(Tolkien, 1954)

RESUMO

A intubação orotraqueal é um procedimento médico essencial para garantir uma via aérea segura, mas a avaliação da competência durante o treinamento muitas vezes carece de métricas objetivas, o que pode levar a complicações e prolongar a curva de aprendizado. Este trabalho apresenta o desenvolvimento e a avaliação de um protótipo experimental que integra um sensor de força *strain gauge* e uma unidade de medição inercial a um laringoscópio, com o objetivo de fornecer parâmetros biomecânicos para o treinamento da intubação orotraqueal. A metodologia envolveu a integração de um *strain gauge* ao gancho do laringoscópio para medição de força e de um sensor inercial posicionado no dorso da mão do operador para capturar dados de movimento, como aceleração e velocidade angular. Os sistemas, controlados por dois microcontroladores diferentes, transmitem os dados simultaneamente para um computador via comunicação serial e Wi-Fi. A validação do sistema de força foi realizada por meio de testes com massas conhecidas, resultando em um modelo de regressão linear com alta correlação ($R^2 = 0,9828$), enquanto a análise do sensor inercial demonstrou a capacidade de identificar padrões para movimentos específicos do punho, como flexão/extensão, adução/abdução e pronação/supinação. Os resultados indicam a viabilidade técnica do protótipo como uma ferramenta didática para fornecer *feedback* quantitativo em treinamentos baseados em simulação, contribuindo para o aprimoramento da técnica de intubação orotraqueal.

Palavras-chave: laringoscópio; *strain gauge*; sensor inercial; intubação orotraqueal; instrumentação biomédica.

ABSTRACT

Orotracheal intubation is an essential medical procedure to ensure a secure airway, but proficiency assessment during training often lacks objective metrics, which can lead to complications and a prolonged learning curve. This study presents the development and evaluation of an experimental prototype that integrates a strain gauge force sensor and an inertial measurement unit with a laryngoscope, aiming to provide biomechanical parameters for orotracheal intubation training. The methodology involved integrating a strain gauge into the laryngoscope hook for force measurement and an inertial sensor positioned on the back of the operator's hand to capture movement data, such as acceleration and angular velocity. The systems, controlled by two different microcontrollers, transmit data simultaneously to a computer via serial communication and Wi-Fi. The force system was validated through tests with known masses, resulting in a linear regression model with high correlation ($R^2 = 0,9828$), while analysis of the inertial sensor demonstrated the ability to identify patterns for specific wrist movements, such as flexion/extension, adduction/abduction, and pronation/supination. The results indicate the technical feasibility of the prototype as a teaching tool to provide quantitative feedback in simulation-based training, contributing to the improvement of the orotracheal intubation technique.

Keywords: laryngoscope; *strain gauge*; inertial sensor; orotracheal intubation; biomedical instrumentation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Modelos de lâminas de laringoscópio com lâmina Miller à esquerda, e de Macintosh à direita.....	20
Figura 2 – Preparação do material para o procedimento	21
Figura 3 – Alinhamento dos três eixos na posição olfativa	21
Figura 4 – Classificação Cormack-Lehane para visualização da glote.....	22
Figura 5 – Orientação dos eixos do sensor com 6 graus de liberdade	26
Figura 6 – Diagrama de blocos do sistema integrado	28
Figura 7 – Posicionamento para o protocolo de coleta experimental	31
Figura 8 – Montagem física do dispositivo com os sensores integrados	35
Figura 9 – Conexões dos componentes eletrônicos do sistema de captura inercial	36
Figura 10 - Protótipo da captura inercial montado no gabinete impresso em 3D	37
Figura 11 – Luva com o dispositivo de sensor inercial	37
Figura 12 – Painel de controle da coleta	38
Figura 13 – Proteção dos componentes com fita de autofusão	39
Figura 14 – Sinal do <i>strain gauge</i> em repouso.....	39
Figura 15 – Gráfico da regressão linear entre tensão e peso	41
Figura 16 - Padrão de sinal da IMU para o movimento de flexão e extensão	42
Figura 17 - Padrão de sinal da IMU para o movimento de adução e abdução.....	43
Figura 18 - Padrão de sinal da IMU para o movimento de pronação e supinação	44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Componentes utilizados no desenvolvimento do protótipo	29
Tabela 2 – Conexão elétrica entre os componentes do dispositivo de captura inercial	30
Tabela 3 – Caracterização estatística das medições de tensão sob a aplicação de diferentes cargas	40
Tabela 4 – Resumo de diferentes aplicações de sensores inerciais	45
Tabela 5 – Resumo de diferentes aplicações de sensor de força na laringoscopia	47

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Três Dimensões
ADC	<i>Analog-to-Digital Converter</i> (Conversor Analógico-Digital)
BF350-3AA	Modelo de <i>strain gauge</i> resistivo
BVM	Bolsa Válvula Máscara
FSR	<i>Force Sensitive Resistors</i> (Sensores de Força Resistivos)
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i> (Barramento de Comunicação)
IDE	Integrated Development Environment (Ambiente de Desenvolvimento Integrado)
IMU	Unidade de Medição Inercial
IOT	Intubação Orotraqueal
kg	Quilograma
MEMS	Sistemas Microeletromecânicos
N	Newtonas
ODS	Objetivos de Desenvolvimento Sustentável
OMS	Organização Mundial da Saúde
R ²	Coeficiente de determinação
SCL	Serial Clock (Linha de clock do protocolo I2C)
SDA	Serial Data (Linha de dados do protocolo I2C)
TPU	Poliuretano Termoplástico
UDP	<i>User Datagram Protocol</i> (Protocolo de Datagrama do Usuário)
UFU	Universidade Federal de Uberlândia
V	Volt

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	OBJETIVOS	18
2.1	Geral.....	18
2.2	Específicos.....	18
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	19
3.1	Estruturas e Princípios do Laringoscópio	19
3.2	Abordagens Procedimentais para a Intubação Orotraqueal.....	20
3.3	Treinamento Baseado em Simulação como Método de Ensino.....	23
3.4	Sensores na Análise de Performance Clínica.....	24
3.5	Sensores Inerciais	25
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	28
4.1	Materiais e Componentes	28
4.2	Eletrônica do Dispositivo.....	30
4.3	Avaliação da Resposta do Sistema de Força sob Aplicação de Carga	30
4.4	Aquisição e Processamento de Dados	31
4.4.1	<i>Comunicação Simultânea.....</i>	32
4.4.2	<i>Visualização dos Dados</i>	32
4.4.3	<i>Procedimento de Coleta</i>	32
4.4.4	<i>Filtragem dos Dados de Força.....</i>	33
4.4.5	<i>Análise Quantitativa e Modelo de Regressão.....</i>	33
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	35
5.1	Protótipo Desenvolvido.....	35
5.2	Interface de Captura do Sistema.....	38
5.3	Avaliação da Estabilidade Inicial do Sistema	38
5.4	Caracterização Estatística das Medições Experimentais	40
5.5	Modelagem Linear da Resposta do Sistema de Força.....	40
5.6	Análise dos Padrões do Sistema de Movimento.....	41
5.7	Viabilidade do Sistema e Possibilidades de Aprimoramento	44
5.7.1	<i>Sistema de Sensor Inercial.....</i>	44
5.7.2	<i>Sistema de Sensor de Força.....</i>	46
5.7.3	<i>Considerações Gerais</i>	48
6	CONCLUSÃO	49

REFERÊNCIAS **50**

1 INTRODUÇÃO

A intubação orotraqueal (IOT) trata-se da inserção de um tubo na traqueia para garantir uma via aérea desobstruída e sem riscos no conduto respiratório (Campos et al., 2016). O procedimento é reconhecido como uma das intervenções fundamentais para a preservação da vida, aplicando-se em cenários onde a capacidade de manter o trajeto respiratório aberto está prejudicada (Yamanaka et al., 2010), com destaque na medicina intensiva e em processos cirúrgicos devido ao seu controle do trato respiratório em pacientes anestesiados ou em estado grave (Souza et al., 2021). Em emergências médicas, a IOT é indicada para pacientes que possuam algum grau de comprometimento, deterioração ou obstrução das vias respiratórias, como: asma, pneumonia, doença pulmonar obstrutiva crônica, edema agudo do pulmão, anafilaxia, trauma encefálico, infarto agudo do miocárdio e acidente vascular encefálico (Frazão et al., 2020).

A técnica de laringoscopia direta consiste na introdução de um laringoscópio pela via oral do paciente, onde a lâmina do dispositivo é utilizada para desviar a língua e os tecidos moles da boca, a fim de garantir um caminho direto até a glote (Hansel et al., 2022). Essa visualização facilita a inserção do tubo endotraqueal diretamente através das cordas vocais para a traqueia (Prekker et al., 2023). Desse modo, a técnica é capaz de assegurar a ventilação controlada, além de prevenir a aspiração de secreções gástricas para os pulmões (Hansel et al., 2022).

O cuidado com a passagem de ar desobstruída é necessário em pacientes anestesiados, críticos e emergenciais, e profissionais fora do centro cirúrgico podem apresentar dificuldades na hora da intubação em emergências por desconhecerem as condições físicas e os fatores de risco do paciente (Asai, 2018). O estudo de Brown et al. (2020) indica que grande parte das complicações advêm da complexidade e diversidade da anatomia humana na realização do procedimento em pacientes críticos, sendo elas: hipoxemia, colapso hemodinâmico, parada cardíaca e óbito.

Para amenizar essas complicações e garantir um procedimento bem-sucedido, o treinamento das equipes médicas deve ser constante, exigindo suporte e capacitação suficientes para manter a competência do profissional (Wilhelms; Wilhelms, 2022). Diante da necessidade de entendimento aprofundado sobre a técnica, diversos métodos de ensino são apresentados para estudantes, técnicos e profissionais do ramo.

O estudo de Miller (2017), conduzido por meio de questionário respondido por terapeutas respiratórios, apresenta os métodos de treinamento mais comentados entre eles:

intubações supervisionadas, treinamentos por simulação, treinamentos em sala de aula, materiais didáticos e videoaulas. Existem diferentes abordagens que são implementadas em ambientes de treinamento simulado, como as quatro etapas do método de Payton (demonstração, desconstrução, compreensão e execução) e o método de Halsted “ver um, fazer um, ensinar um” (Zamani et al., 2020).

O trabalho de Zamani et al. (2020) apresenta a abordagem de Halsted como um método tradicional para ensinar as habilidades clínicas, onde os alunos observam o procedimento, realizam a atividade individualmente e, por fim, a explicam aos membros do grupo. Por outro lado, o método de Payton auxilia os alunos a terem uma compreensão do conteúdo pela aplicação das quatro etapas, que consiste em uma sequência de demonstração pelo instrutor, desconstrução da habilidade, compreensão para discutir os pontos clínicos, e a execução final do procedimento com recebimento de *feedback*. Contudo, a heterogeneidade nos métodos de treinamento e a falta de confiança dos estudantes na execução do procedimento são consequências da falta de um padrão definitivo (Imayama et al., 2024).

O treinamento baseado em simulação está entre os modelos pedagógicos mais eficientes, no qual condições realistas são simuladas para a prática de habilidades por meio de recursos como manequins, softwares e simuladores de pacientes (Mulyadi et al., 2021). Os manequins utilizados nas simulações são ferramentas que imitam as funções e condições humanas, classificados pela habilidade de simular experiências realistas a partir de sua fidelidade: baixa, média e alta. Estudos demonstram que a fidelidade do manequim não afeta diretamente o desempenho dos estudantes (Handeland et al., 2021). Ademais, a aplicação de *feedbacks* estruturados entrega clareza e confiança aos estudantes ao permitir o refinamento das habilidades em um ambiente seguro (Elendu et al., 2024). O benefício do treinamento não se baseia somente nos recursos, mas em como é implementado em diferentes escalas educacionais, a fim de alavancar o processo de aprendizagem.

Apesar dos modelos apresentados, a avaliação da competência no procedimento carece de métricas que analisem a qualidade da intubação (Carlson et al., 2015). A força e o movimento exercidos durante a laringoscopia são parâmetros biomecânicos que impactam diretamente no procedimento e diferem significativamente quando realizados por profissionais novatos e experientes (Carlson et al., 2020; Rao et al., 2022). A unidade de medição inercial (IMU, do inglês *Inertial Measurement Unit*) fornece os parâmetros de movimento pela combinação dos sensores acelerômetro, giroscópio e magnetômetro, e seu baixo custo é ideal para o uso em clínicas e simulações (Wesson et al., 2025).

O número de tentativas de intubação está associado com o aumento do risco de eventos adversos (Lee et al., 2022). O estudo de Hindman et al. (2014) apresenta que a biomecânica da intubação pode causar movimento patológico e resultar em lesões na medula cervical em pacientes com instabilidade da coluna. Assim, utilizar sensores de força e sensores inerciais para avaliar a qualidade da intubação, pode representar um potencial significativo como solução para evitar danos e problemas futuros para o paciente. A implementação pode implicar na aceleração da curva de aprendizado em iniciantes, comparando os padrões com especialistas, além de minimizar as complicações decorrentes de múltiplas intubações (Carlson et al., 2020).

Assim, considerando a necessidade de avaliação biomecânica das habilidades esperadas no procedimento, o desenvolvimento desse trabalho busca integrar dispositivos tecnológicos como os sensores de força e sensores inerciais, a fim de auxiliar na captação de variáveis para a avaliação de desempenho durante o ensino e simulação da intubação orotraqueal.

2 OBJETIVOS

2.1 Geral

Desenvolver e avaliar um protótipo de laringoscópio instrumentado, capaz de captar parâmetros biomecânicos durante a intubação orotraqueal, a fim de melhorar a qualidade deste procedimento.

2.2 Específicos

- a) Realizar a integração de um sistema *strain gauge* com uma unidade de medição inercial;
- b) Medir os movimentos do sensor inercial durante a execução do procedimento;
- c) Receber a captação simultânea do sinal de força e do sinal inercial;
- d) Implementar um sistema para a aquisição e visualização dos dados;
- e) Avaliar a viabilidade do uso do protótipo como ferramenta didática para o aprimoramento da técnica de intubação orotraqueal, propondo melhorias baseadas nos dados coletados.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Estruturas e Princípios do Laringoscópio

A laringoscopia é o procedimento que permite visualizar a laringe e cordas vocais afastando os tecidos moles da boca, para permitir expor a entrada da laringe sob uma linha de visão direta e inserir o tubo traqueal através das cordas vocais (Collins, 2014). Os avanços na medicina e na anestesia no início do século XX tornaram o laringoscópio e o desenvolvimento de habilidades para manuseá-lo fundamental para os anestesiologistas (Pieters et al., 2015).

A habilidade de visualizar diretamente as cordas vocais para uma intubação segura deve ser desenvolvida e dominada pelos residentes de anestesia (Burkle et al., 2004). Entretanto, antes de seu uso na anestesia, a única maneira de garantir uma via aérea em pacientes com dificuldade respiratória era através de uma traqueostomia (Jahn; Blitzer, 1996). Assim, atribuir uma única origem para o laringoscópio e a técnica de laringoscopia apresenta desafios, uma vez que seu desenvolvimento foi construído pela contribuição de diversos cientistas ao longo dos anos.

A origem do laringoscópio foi marcada por contribuições significativas ao longo da história. Em 1855, Manuel García foi o primeiro a visualizar o funcionamento da glote, por meio de uma ferramenta de dois espelhos e fonte de luz solar para observar as próprias cordas vocais. Alfred Kirstein foi creditado como o pioneiro da laringoscopia direta, pelo desenvolvimento do autoscópio, aparelho com fonte de luz elétrica proximal dentro do cabo com lâminas metálicas, que permitiu facilitar a visualização direta da laringe. Por fim, Chavelier Jackson foi a figura central na evolução do laringoscópio, creditado como o primeiro a descrever a visualização direta da faringe com a passagem de um tubo traqueal, além de projetar a lâmina com luz distal e introduzir a técnica com o paciente em decúbito dorsal (Burkle et al., 2004; Pieters et al., 2015).

Na década de 1940, Miller e Macintosh publicaram suas modificações do laringoscópio, ambas apresentando os componentes principais do dispositivo, o cabo e a lâmina, porém com diferenças significativas, conforme ilustrado na Figura 1: Miller apresentou um novo modelo com a lâmina mais longa, arredondada na base e ponta com uma pequena curvatura na extremidade, enquanto o modelo de Macintosh é caracterizado por uma lâmina curta e curvada, e um cabo que permite a dobra e remoção da lâmina para esterilização. Além das diferenças estruturais, suas técnicas de uso diferem na forma de interação da lâmina com os tecidos moles para visualizar a laringe, onde a lâmina de Miller eleva a epiglote diretamente e a de Macintosh

eleva a epiglote indiretamente pela base da língua (Macintosh, 1943; Miller, 1941; Pieters et al., 2015).

Figura 1 – Modelos de lâminas de laringoscópio com lâmina Miller à esquerda, e de Macintosh à direita



Fonte: A autora.

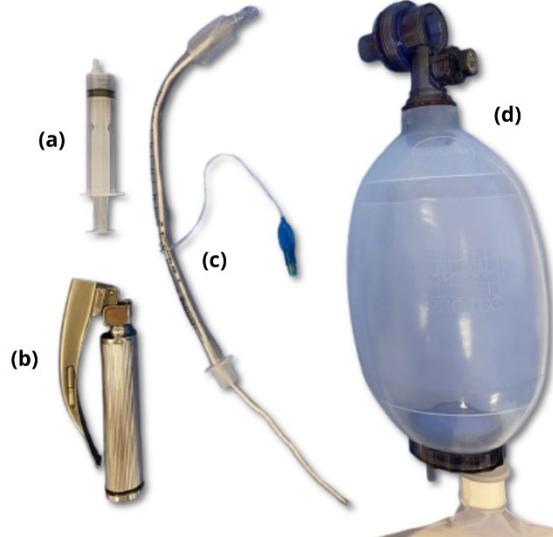
A intubação orotraqueal apresenta técnicas e avanços tecnológicos desde o desenvolvimento dos laringoscópios diretos por Miller e Macintosh, como o videolaringoscópio (Healy et al., 2012). Enquanto o laringoscópio direto possibilita a linha de visão direta entre o operador e a laringe, o videolaringoscópio é um método de visualização da glote que independe da linha de visão (Arulkumaran et al., 2018; Healy et al., 2012). Ambos os aparelhos apresentam os componentes principais de um laringoscópio, mas o videolaringoscópio se destaca por incorporar uma câmera em sua lâmina para transmitir imagens da via aérea a um monitor, estando disponível em modelos de formato tradicional, angulado ou anatômico (Paolini; Donati; Drolet, 2013).

Ainda que a laringoscopia direta seja o padrão-ouro, o videolaringoscópio associa-se a uma maior taxa de sucesso na primeira tentativa em emergências médicas (Li et al., 2021), mas seu uso é limitado por fatores como o custo elevado e a suscetibilidade ao embaçamento da lente no momento da intubação (Pieters et al., 2015).

3.2 Abordagens Procedimentais para a Intubação Orotraqueal

A preparação para a intubação orotraqueal (Figura 2) é uma etapa crítica que exige a checagem rigorosa de equipamentos e a avaliação do paciente. Sistema de sucção, uma bolsa-válvula-máscara (BVM) com oxigênio, e um tubo endotraqueal preparado com estilete e seringa para testar o cuff, além de diferentes lâminas de laringoscópio devem ser disponibilizadas e em perfeito funcionamento. A segurança do operador pelo uso de luvas e protetor facial, e do paciente pela monitorização devem ser garantidas (Kabrhel et al., 2007).

Figura 2 – Preparação do material para o procedimento

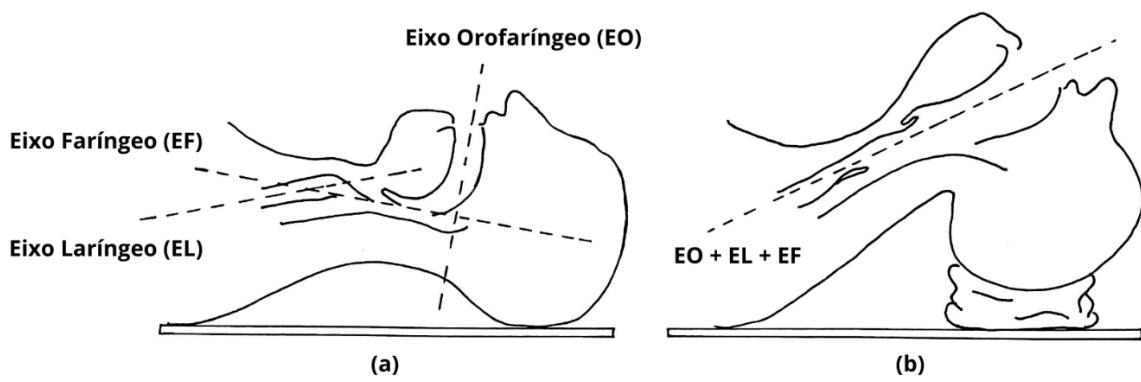


(a) Seringa. (b) Laringoscópio. (c) Tubo endotraqueal. (d) Bolsa-válvula-máscara.
Fonte: A autora.

A posição olfativa, ou "cheirador", é considerada a posição ideal para a laringoscopia direta, pois facilita a visualização das cordas vocais graças ao alinhamento dos eixos orofaríngeo, faríngeo e laríngeo (Collins, 2014), onde o paciente fica posicionado com o pescoço flexionado e a cabeça estendida sobre a articulação atlanto-occipital, conforme ilustra a Figura 3 (Mace, 2008).

O trabalho de Bannister e Macbeth (1944) aponta que o problema principal é fazer os eixos coincidirem. Por isso, para garantir o alinhamento dos eixos, a cabeça deve ser estendida na articulação atlanto-occipital para que a língua e a epiglote apareçam no novo eixo e exponha as cordas vocais. Apesar de não ser nomeada no estudo, a posição apresentada pelos autores se assemelha com a posição olfativa trabalhada atualmente.

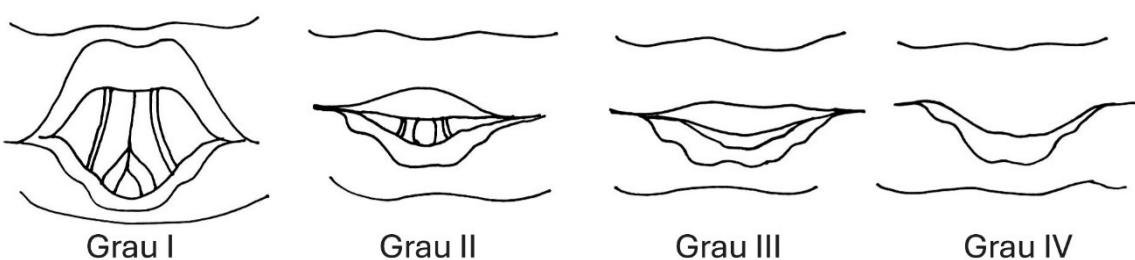
Figura 3 – Alinhamento dos três eixos na posição olfativa



(a) Posição não alinhada. (b) Posição olfativa alinhada.
Fonte: A autora.

Variações anatômicas e algumas condições de saúde podem dificultar a visualização direta exigida pelo procedimento, aumentando o nível de dificuldade. O modelo tradicional de classificação Cormack-Lehane, representado na Figura 4, aponta o grau de visualização da glote durante o procedimento, onde: grau I, com visualização total das cordas vocais e glote; grau II, com visão parcial das cordas vocais e glote; grau III, com visualização da epiglote; e por fim grau IV, sem visualização da glote e epiglote. Os graus III e IV representam uma laringoscopia complexa (Mace, 2008).

Figura 4 – Classificação Cormack-Lehane para visualização da glote



Fonte: A autora.

Para um procedimento bem-sucedido, o operador deve segurar o cabo do laringoscópio com a mão esquerda e elevar a cabeça do paciente com a mão direita. A lâmina do laringoscópio deve ser inserida pelo lado direito da boca do paciente, com a boca levemente aberta, deslocando gradualmente a língua para o centro da boca, empurrando-a para a esquerda. Enfim, a extremidade da lâmina deve movimentar a epiglote para permitir a visão da glote (Tallo et al., 2011). O movimento final para expor a glote é realizado exercendo uma força de elevação ao longo do eixo longitudinal do cabo do laringoscópio (Kabrhel et al., 2007).

Yardeni et al. (2002) aponta que as condições ideais para a intubação vão além de variações anatômicas, onde a escolha da lâmina do laringoscópio é decisiva: a lâmina Macintosh, quando há pouco espaço na via aérea superior; e a lâmina Miller, para pacientes com espaço mandibular reduzido, dentes incisivos grandes ou uma epiglote alongada. O desempenho de um laringoscópio abrange a linha de visão ideal para a entrada da laringe e o espaço que a própria lâmina ocupa atrás da mandíbula.

A visualização das cordas vocais é o passo principal para realizar a inserção do tubo traqueal. Assim, uma técnica comum é a manobra BURP, com a aplicação de uma pressão firme para trás, para cima e para a direita na laringe pelo operador com a mão direita ou por um assistente, permitindo melhorar a visão laringoscópica em pelo menos um grau na classificação de Cormack-Lehane (Kabrhel et al., 2007; Tallo et al., 2011).

3.3 Treinamento Baseado em Simulação como Método de Ensino

O treinamento baseado em simulação é uma técnica de ensino que recria cenários clínicos em um ambiente controlado e seguro, permitindo a prática e desenvolvimento de habilidades sem riscos diretos para o paciente. O método é utilizado para melhorar o cuidado com o paciente, conhecimento técnico e trabalho em equipe em situações adversas como uma sala de emergência e unidades de terapia intensiva (Copaescu et al., 2023). Diversas modalidades podem ser implementadas, como manequins, pacientes simulados, cadáveres humanos e ambientes virtuais (Sørensen et al., 2017).

O modelo de treinamento é recomendado como uma estratégia para melhorar a segurança do paciente, permitindo que os profissionais de saúde desenvolvam habilidades e tomem decisões sem expor pacientes a erros evitáveis (Higgins; Madan; Patel, 2021). Além disso, contribui para a padronização do manejo clínico e a redução de erros (Copaescu et al., 2023). Entretanto, a prática de treinamento baseado em simulação apresenta barreiras para sua aplicação: no Japão, por exemplo, a simulação não é comum devido à escassez de tutores, pessoal, manequins e orçamento, limitando as oportunidades de prática médica (Nara et al., 2009).

Assim, a eficácia da simulação se baseia em dois princípios chave: a prática deliberada e sessões de *feedback/avaliação*. A prática deliberada é a repetição focada de uma habilidade com o objetivo explícito de melhorar o desempenho usando os simuladores (Nara et al., 2009). Em um ambiente controlado, os alunos podem praticar habilidades específicas repetidamente, aprendendo com os erros sem causar danos reais. As avaliações decorrentes da simulação intensificam o conhecimento do estudante e a busca por correções através do pensamento crítico a respeito do próprio desempenho real (Lee; Lee, 2022).

O estudo de Yu et al. (2020) apresenta e destaca a colaboração e comunicação entre membros diversos da equipe de saúde. Desenvolver as habilidades de comunicação entre os profissionais melhora o entendimento dos papéis de outras ocupações médicas e possibilita o aumento da confiança em situações colaborativas. A abordagem interprofissional pode ser uma alternativa para desenvolver as qualidades necessárias para a colaboração de grandes equipes médicas. A integração de manequins de simulação com a prática interprofissional, aliada às sessões de avaliação e *feedback* de instrutores e colegas, constitui um modelo de ensino que aprimora tanto as competências de comunicação e colaboração quanto a segurança e qualidade do procedimento.

O papel dos simuladores no processo de desenvolvimento do estudante é importante e apresenta inúmeros benefícios, entre eles a repetição e variedade de habilidades trabalhadas. A Organização Mundial de Saúde (OMS) recomenda a prática de treinamento baseado em simulação como uma estratégia de ensino, onde a prática pode acelerar o desenvolvimento de profissionais da saúde principalmente em países de baixa e média renda (Robinson et al., 2024). Os manequins simuladores são classificados de acordo com a sua fidelidade e proximidade com características reais, definidos como: simuladores de baixa, média e alta-fidelidade (Larraga-García; Quintana-Díaz; Gutiérrez, 2022).

O estudo de Larraga-García; Quintana-Díaz; Gutiérrez (2022) apresenta a definição, onde os simuladores de baixa-fidelidade são a representação da região anatômica de treinamento específico para desenvolver as técnicas e habilidades motora, média-fidelidade são simuladores integrados com programas simples que permitem a manipulação de variáveis fisiológicas do corpo humano, e alta-fidelidade são os manequins em tamanho real, que integram dispositivos mecânicos e tecnologia avançada para o treinamento, principalmente para simular situações adversas e urgências.

Desse modo, o uso dos manequins em conjunto com técnicas pedagógicas pode alavancar o processo de aprendizado e desenvolvimento de técnicas motoras específicas para diferentes tipos de procedimento. Assim, para a intubação orotraqueal, o laringoscópio pode ser equipado com dispositivos e sensores para captar métricas biomecânicas, a fim de comparar os dados entre profissionais e estudantes e avaliar possíveis melhorias.

3.4 Sensores na Análise de Performance Clínica

Ainda que a simulação médica, muitas vezes acompanhada de checklists e avaliação, seja uma ferramenta útil no ensino de habilidades, a avaliação do desempenho motor dos alunos ainda é subjetiva e dependente da percepção do instrutor (Carlson et al., 2012; Sakakura et al., 2018). As metodologias tradicionais de avaliação da proficiência, como o número de sucessos por tentativas, apresentam dificuldades para identificar falhas específicas e oferecem poucos dados objetivos, resultando em oportunidades limitadas para o *feedback* (Carlson et al., 2012). Assim, a análise de movimento representa uma alternativa objetiva para validar as habilidades de estudantes e residentes, por parâmetros biomecânicos como tempo, distância, ângulo, movimentos, força máxima, velocidade e aceleração (Sakakura et al., 2018).

A análise biomecânica dos procedimentos médicos surge como um aperfeiçoamento para os métodos de ensino existentes. O uso de Unidades de Medição Inercial emerge como

uma tecnologia para captar as métricas objetivas, a fim de avaliar a competência procedural e cinematográfica, além de identificar padrões de movimento que permitem diferenciar a execução de novatos e experientes (Carlson et al., 2015). As Unidades de Medição Inercial (IMUs, ou *Inertial Measurement Units*) são dispositivos pequenos que integram acelerômetros, giroscópios e magnetômetros para registrar digitalmente movimentos dinâmicos de aceleração e rotação, oferecendo resultados mais significativos (Dobkin; Martinez, 2018).

Devido ao seu tamanho reduzido e fácil portabilidade, as IMUs têm o potencial de serem utilizados tanto em ambientes de simulação quanto em ambientes clínicos reais, permitindo uma análise mais flexível e abrangente (Carlson et al., 2020). Gastaldi e Digo (2025) mostram outras vantagens do dispositivo ao comparar com dispositivos tradicionais, como seu baixo custo, a facilidade de uso e o alcance de aquisição. Sua capacidade de análise de movimento torna o dispositivo versátil para aplicações clínicas e desempenho esportivo, principalmente quando integrado a outros aparelhos, como: telerreabilitação, monitoramento remoto, análise da marcha, avaliação do risco de quedas em idosos, avaliação do risco de estresse cardiovascular durante caminhadas prolongadas e avaliação de métricas de equilíbrio com relógios inteligentes.

Os sensores de força podem ser incorporados ao laringoscópio para medir as forças aplicadas durante o procedimento (Bucx et al., 1995). O estudo de Bucx et al. (1995) concluiu que na maioria das intubações, forças consideráveis são exercidas sobre os incisivos maxilares, e que o nível de experiência do intubador não tem influência significativa na magnitude dessas forças, embora afete a duração do procedimento. Assim, analisar e quantificar a força exercida permite avaliar a segurança e delicadeza do procedimento.

Assim, o uso de sensores tecnológicos e sua integração ao laringoscópio, principalmente em instituições de ensino e pesquisa, pode fornecer dados quantitativos para identificar deficiências específicas na técnica aplicada, permitindo um *feedback* específico e aprimoramento focado na habilidade necessária. Isso pode aperfeiçoar a execução do procedimento e indicar um avanço nos métodos de aprendizado.

3.5 Sensores Iniciais

Os sensores iniciais, popularmente conhecidos como Unidades de Medição Inercial, são uma tecnologia que dispõe de sistemas de medição de movimento (Seel; Kok; McGinnis, 2020). Sua capacidade de medir o próprio movimento em relação a um referencial inercial, através da velocidade e posição, os tornou uma ferramenta indispensável em diversas áreas

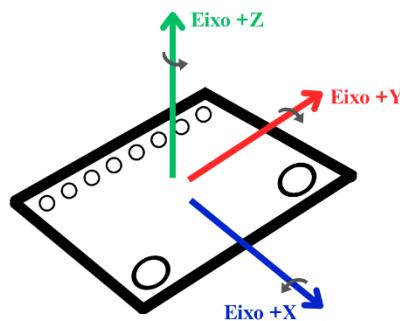
(Leiva et al., 2021). A tecnologia predominante na fabricação desses sensores é a de sistemas micro-eletromecânicos (MEMS), que permite designs miniaturizados com baixo consumo de energia, peso e custo (Seel; Kok; McGinnis, 2020).

As IMUs são dispositivos capazes de quantificar o movimento em três dimensões (3D) do espaço, e seu sistema de coordenada é independente do local onde é inserido (Ekdahl et al., 2023). Essa característica permite a aplicação dos sensores inerciais no âmbito educacional, como exemplo os laringoscópios e a biomecânica da intubação orotraqueal, onde a análise dos parâmetros de movimento executados no procedimento pode determinar o nível da técnica do operador e fornecer dados comparativos e instrução de movimentos seguros.

Dentro de uma IMU podem existir três componentes triaxiais integrados, responsáveis pela captura de movimento: o acelerômetro, o giroscópio e o magnetômetro (Fang et al., 2023). Como apontado por Fang et al. (2023), os componentes são triaxiais, ou seja, suas medidas são em relação a três diferentes eixos. Se o dispositivo atua com as medidas de dois sensores, como o acelerômetro e o giroscópio, tem um total de 6 graus de liberdade (Stuhler, 2022). Os 9 graus de liberdade são os dispositivos que utilizam os três sensores em conjunto, e 3 graus de liberdade são os eixos individuais de cada sensor (Ionut-Cristian; Dan-Marius, 2021).

Dispositivos como o MPU6050 integram um acelerômetro triaxial e um giroscópio triaxial, ambos para a captação de valores angulares e de aceleração, destacando-se por seu baixo custo e sua natureza não invasiva (Lucena et al., 2018). A Figura 5 ilustra a orientação dos eixos deste modelo de sensor inercial com acelerômetro e giroscópio integrados.

Figura 5 – Orientação dos eixos do sensor com 6 graus de liberdade



Fonte: A autora.

Os acelerômetros são capazes de quantificar a aceleração linear e a aceleração devido à gravidade (Leiva et al., 2021). Embora possam medir o componente de aceleração, não conseguem determinar a velocidade ou as mudanças de posição com alta precisão (Ionut-

Cristian; Dan-Marius, 2021). Suas aplicações incluem a estimativa de posição, monitoramento de atividade física e detecção de vibrações (Leiva et al., 2021), no entanto, são sensíveis a impactos (Fang et al., 2023).

Os giroscópios são projetados para medir a velocidade angular, ou seja, a taxa de mudança da orientação do sensor, e a integração das medições do giroscópio fornece informações cruciais sobre a orientação (Fang et al., 2023; Leiva et al., 2021). Os giroscópios são capazes de reconhecer velocidades angulares com alta precisão (Ionut-Cristian; Dan-Marius, 2021).

Por fim, magnetômetros complementam os sensores ao fornecer informações sobre a orientação, medindo o campo magnético da Terra (Fang et al., 2023). Ao combinar com os acelerômetros e giroscópios, é possível determinar a orientação do objeto com alta precisão (Zucchi et al., 2020). No entanto, os magnetômetros são sensíveis a distúrbios magnéticos encontrados no ambiente (Seel; Kok; McGinnis, 2020).

Carlson *et al.* (2015) analisaram padrões de movimento durante intubações em cadáver. Os autores recrutaram tanto novatos quanto experientes e ressaltaram que a variabilidade dos movimentos era maior entre os profissionais menos experientes, especialmente durante a introdução da lâmina e a visualização da glote, revelando diferenças significativas entre os grupos e evidenciando o potencial do uso de IMU na avaliação objetiva de habilidades motoras associadas à intubação.

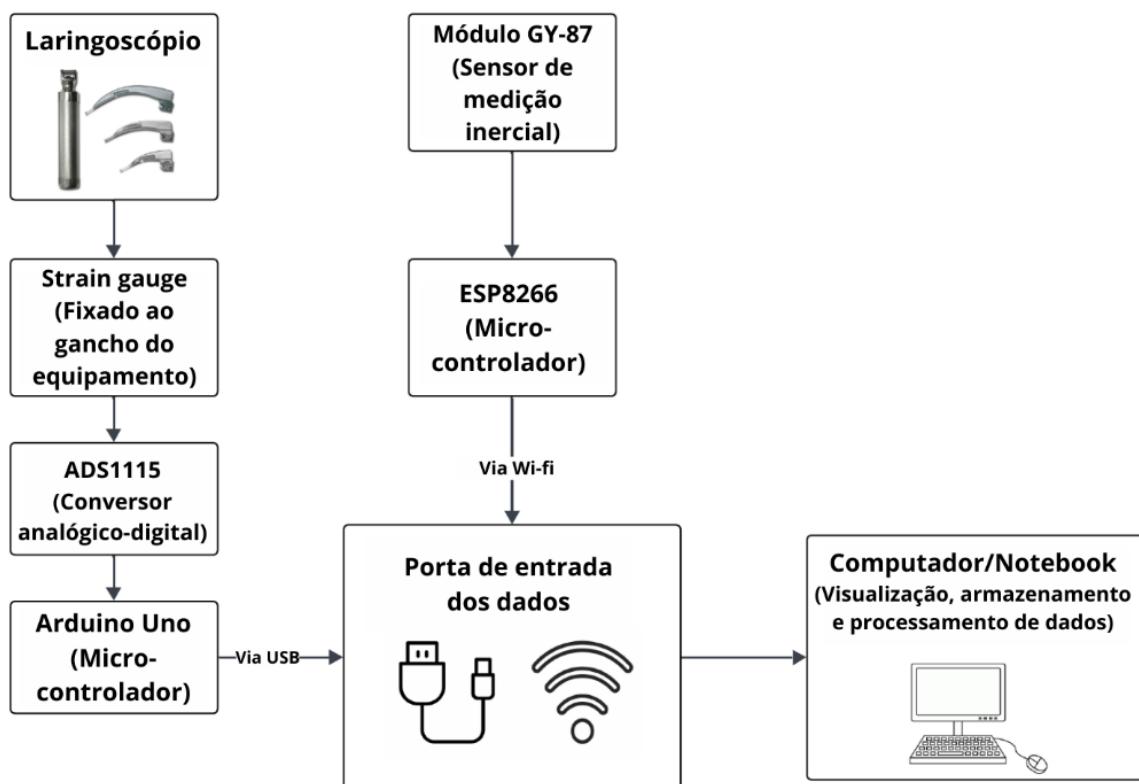
Carlson *et al.* (2020) investigaram diferenças cinemáticas entre intubadores experientes e novatos ao utilizar pequenos sensores iniciais portáteis fixados nos punhos e mãos dos participantes. O estudo acompanhou profissionais durante simulações de intubação em manequins e utilizou algoritmos de aprendizado de máquina para analisar dados de rotação captados pela IMU. Os resultados indicaram que movimentos específicos eram capazes de distinguir, com alta precisão, os grupos de experientes e novatos.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O trabalho foi desenvolvido no período de novembro/2024 a agosto/2025.

O sistema desenvolvido consiste na integração de um *strain gauge* fixado ao gancho do laringoscópio com um sensor inercial conectado a um microcontrolador para processamento e transmissão sem fio, posicionado no dorso da mão dominante do voluntário. A Figura 6 ilustra o diagrama de blocos do sistema, indicando o fluxo dos sinais desde a captação simultânea até sua visualização e armazenamento de dados.

Figura 6 – Diagrama de blocos do sistema integrado



Fonte: A autora. Elaborado no site Lucidchart (Lucid Software Inc., 2025).

4.1 Materiais e Componentes

Para a confecção do protótipo completo, foram selecionados materiais e componentes pautados em critérios de precisão, custo-benefício e compatibilidade que atendem aos requisitos de eficiência do projeto. O laringoscópio utilizado foi de um modelo Diasyst com lâmina Macintosh. A relação dos componentes utilizados é detalhada na Tabela 1.

Este trabalho utilizou como ponto de partida o trabalho “Desenvolvimento e Avaliação de um Sistema Experimental com Strain Gauge Integrado a Laringoscópio”, desenvolvido por Faria (2025). O trabalho de Faria (2025) se concentra no desenvolvimento e avaliação de um sistema para medir a força aplicada durante o uso do laringoscópio utilizando o *strain gauge*, registrando a variação da tensão elétrica associada à aplicação de carga no equipamento, enquanto o atual trabalho propõe a integração do sistema com o sensor inercial para uma aplicação de análise biomecânica mais ampla. Assim, além do *strain gauge* para medir a força, incorpora o sensor inercial para medir os movimentos do operador durante o procedimento enquanto o sistema capta simultaneamente os dados.

Tabela 1 – Componentes utilizados no desenvolvimento do protótipo

(continua)

COMPONENTES/MATERIAIS	DESCRIÇÃO
Laringoscópio Diasyst	Equipamento para aplicação do sistema desenvolvido
Strain Gauge BF350-3AA	Sensor de deformação de 350Ω
Placa de circuito	Conexão do <i>strain gauge</i>
BF350-3AA	Módulo de condicionamento do sinal
ADS1115	Módulo de conversão analógico-digital de 16 bits
Arduino Uno	Microcontrolador para a aquisição e transmissão de dados
Super Bonder Loctite	Fixação do sensor ao equipamento
ESP8266 ESP-12F	Microcontrolador com Wi-Fi integrado para leitura e transmissão de dados
Módulo GY-87 (HW-290)	Módulo sensor de movimento para capturar dados de aceleração e orientação
LiPo LP103450	Bateria de polímero de lítio para alimentação recarregável
Micro Interruptor Switch	Interruptor liga/desliga
Módulo TP4056	Módulo carregador de bateria via conexão USB
Arduino Ambiente de Desenvolvimento Integrado (Arduino IDE)	Programação do microcontrolador
Python (Ambiente de Desenvolvimento PyCharm)	Processamento e visualização dos dados
Caixa de Impressão 3D	Estrutura para proteger os componentes do sensor inercial

Tabela 1 – Componentes utilizados no desenvolvimento do protótipo

		(conclusão)
COMPONENTES/MATERIAIS		DESCRÍÇÃO
Fita Isolante		Fita para isolamento elétrico
Jumpers (fios)		Fios de conexão elétrica entre os módulos do circuito
Fita de Autofusão		Fita isolante de alta vedação

Fonte: A autora.

4.2 Eletrônica do Dispositivo

As ligações entre os componentes do dispositivo de captura de dados iniciais estão esquematizadas na Tabela 2.

Tabela 2 – Conexão elétrica entre os componentes do dispositivo de captura inercial

COMPONENTE	PINO	CONEXÃO
Bateria LiPo LP103450	V-	B- (TP4056)
	V+	B+ (TP4056)
Módulo TP4056	OUT-	GND (ESP8266)
	OUT+	DESLIGA (Interruptor Switch)
Módulo GY-87	VCC_IN	VIN (ESP8266) e LIGA (Interruptor Switch)
	3.3V	3.3V (ESP8266)
	GND	GND (ESP8266)
	SCL	D1 (ESP8266 – I2C Serial Clock)
	SDA	D2 (ESP8266 – I2C Serial Data)

Fonte: A autora.

4.3 Avaliação da Resposta do Sistema de Força sob Aplicação de Carga

Com os sistemas de captura de força e captura de movimento integrados, realizaram-se coletas e testes experimentais para avaliar a resposta do sistema e precisão dos sensores. As massas utilizadas nos ensaios, embora nominalmente de 1 kg, 2 kg, 3 kg e 4 kg, foram submetidas a uma mensuração em balança de precisão. Este procedimento revelou que os valores exatos para as cargas aplicadas foram de 1,100 kg, 1,800 kg, 2,900 kg e 4,100 kg, respectivamente.

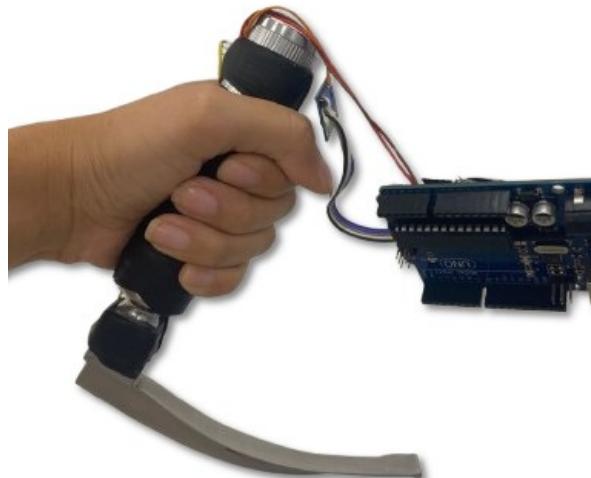
Durante os testes iniciais, a montagem experimental consistiu em posicionar o laringoscópio de forma segura em uma base fixa, garantindo que sua lâmina ficasse exposta e

acessível para a aplicação dos pesos. Entretanto, após analisar os dados obtidos e validação da reta, a abordagem foi descartada por apresentar valores não condizentes e mais ruidosos.

Para simular as condições de uma intubação, o laringoscópio foi posicionado e segurado pela autora de forma inclinada, como mostra a Figura 7. As massas de referência foram cuidadosamente equilibradas na extremidade da lâmina, buscando um ângulo de aplicação de força de aproximadamente 90 graus em relação à superfície. Cada ensaio teve a duração total de 15 segundos, compreendendo um período inicial de 5 segundos em repouso, seguido pela aplicação da carga por 10 segundos.

Mesmo após o refinamento do procedimento de avaliação de carga, os sinais coletados ainda apresentavam ruídos significativos. O laringoscópio foi aterrado a fim de minimizar interferências eletromagnéticas e minimizar a instabilidade dos dados.

Figura 7 – Posicionamento para o protocolo de coleta experimental



Fonte: A autora.

4.4 Aquisição e Processamento de Dados

O sistema é composto de dois módulos de hardware independentes que capturam os parâmetros de força e de movimento. O microcontrolador Arduino foi programado para que o conversor ADS1115 receba as tensões na faixa de $\pm 4,096$ V, transmitindo os valores via comunicação serial. O microcontrolador ESP8266 foi programado para que o acelerômetro e giroscópio utilizassem uma sensibilidade de 4096,0 LSB/g e 65,5 LSB/ $^{\circ}$ s, o que corresponde a escalas de medição de oito vezes a aceleração da gravidade e de ± 500 graus por segundo, respectivamente, transmitindo os valores via comunicação Wi-Fi. A taxa de amostragem foi configurada a uma frequência de 50 Hz para ambos os módulos.

4.4.1 Comunicação Simultânea

O sistema usa dois canais de comunicação distintos e simultâneos, sendo eles a comunicação serial para o sensor de força e comunicação Wi-Fi pelo protocolo UDP (*User Datagram Protocol*) para o sensor de movimento. Para gerenciar a comunicação e visualização dos dados, foi desenvolvido um script em Python, executado no ambiente PyCharm.

O *script* na linguagem Python alcança a comunicação simultânea através do uso de *multithreading*, técnica que executa diversas tarefas em paralelo, executando dois processos: uma dedicada a escutar a porta serial do Arduino e outro a porta UDP do ESP8266. Para evitar conflito e perda de dados, assim que um pacote de dados é recebido, ele é colocado em uma fila central, para que posteriormente o programa principal os retire para realizar o processamento dos dados.

4.4.2 Visualização dos Dados

A interface de visualização dos dados foi elaborada utilizando a biblioteca *streamlit*, que transforma o *script* Python em uma aplicação *web* interativa pelo navegador.

A página web incluiu botões e formulários que permitem ao usuário o controle do fluxo de análise dos dados e identificação de cada sessão de coleta.

4.4.3 Procedimento de Coleta

Para receber e salvar os dados, um sistema de comandos *START*, *STOP* e *RESET* foi implementado, permitindo que o operador inicie e termine a transmissão de dados em ambos os sensores simultaneamente a partir da interface.

Ao parar a coleta, o *script* executa um procedimento de unificação de dados, onde os dados brutos dos dois sensores, que foram armazenados em listas separadas durante a coleta, são convertidos em tabelas de dados. O *script* unifica os dois conjuntos de dados em um único arquivo de texto. Simultaneamente, uma linha contendo as informações do formulário é adicionada a uma planilha, mantendo um registro centralizado e organizado de todas as coletas realizadas.

Esse formato permitiu a organização dos dados captados para futura análise estatística, e as opções do formulário permitem a organização da coleta a cada sessão, agrupamento e filtragem dos dados.

4.4.4 Filtragem dos Dados de Força

A filtragem dos dados de força foi implementada por meio de um filtro passa-baixa digital, projetado para suavizar o sinal e atenuar os ruídos de alta frequência.

A cada nova medição de força que era recebida do sensor, o sistema calculava um valor de saída ponderado, onde combina 20% do novo dado bruto e 80% do último valor filtrado anteriormente. Essa abordagem de suavização exponencial diminui as variações bruscas e picos momentâneos que podem ocorrer devido a sensibilidade do *strain gauge*, além dos ruídos característicos de interferência elétrica.

O resultado dessa aplicação é um sinal de força mais estável e limpo, facilitando a análise dos dados coletados e sua visualização.

4.4.5 Análise Quantitativa e Modelo de Regressão

Para a análise dos dados, foi adotada uma abordagem em duas etapas utilizando as ferramentas Microsoft Excel e Python.

Os dados brutos do sensor de força foram processados no Microsoft Excel, onde para cada coleta de dados foram obtidos os seguintes valores: média em repouso, correspondente à média dos dados brutos captados durante 15 segundos sem aplicação de força; média com massa, referente à média dos dados com a aplicação de uma massa conhecida no laringoscópio; e a média corrigida, obtida pela diferença entre a média com massa e a média em repouso, para isolar o valor real da força aplicada. As informações foram salvas em uma tabela para análise e consolidação das medições.

Em seguida, com as médias de tensão definidas, a regressão linear foi conduzida em Python utilizando as bibliotecas *scikit-learn* e *numpy*, aplicando o modelo matemático para encontrar a equação da reta que melhor descreve a relação entre a tensão elétrica (variável independente) e o peso (variável dependente), conforme a Eq. 1, estabelecendo assim a curva de calibração final do sistema.

$$Peso (N) = a * Tensão (V) + B \quad (\text{Eq. 1})$$

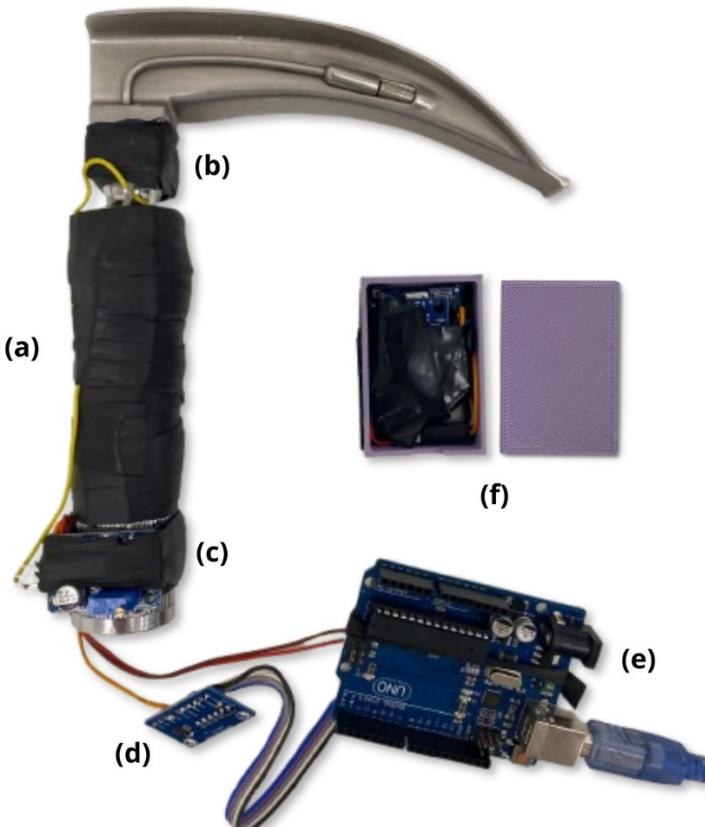
Sendo que, o coeficiente angular a representa a sensibilidade do sistema, enquanto b é o intercepto (*offset*) do sistema, ou seja, o valor de peso quando não há carga aplicada. A precisão do modelo foi validada pelo coeficiente de determinação (R^2), que demonstra se o ajuste da linha de regressão dos dados experimentais é válido e confiável. Valores de R^2 próximos a 1 indicam um ajuste excelente do modelo aos dados.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Protótipo Desenvolvido

A Figura 8 exibe o esquema de montagem do dispositivo completo.

Figura 8 – Montagem física do dispositivo com os sensores integrados



(a) Laringoscópio. (b) *Strain Gauge* fixado ao gancho do laringoscópio. (c) Módulo BF350-3AA. (d) Módulo ADS1115. (e) Microcontrolador Arduino Uno. (f) Sistema de captura inercial.

Fonte: A autora.

O BF350-3AA, *strain gauge* de 350Ω , é um sensor sensível utilizado para medir a deformação pela variação de sua resistência elétrica. Para evitar danos, uma pequena placa de circuito perfurada foi colada ao lado do sensor no gancho do laringoscópio, e o *strain gauge* foi fixado no lado direito com uma cola resistente (Faria, 2025).

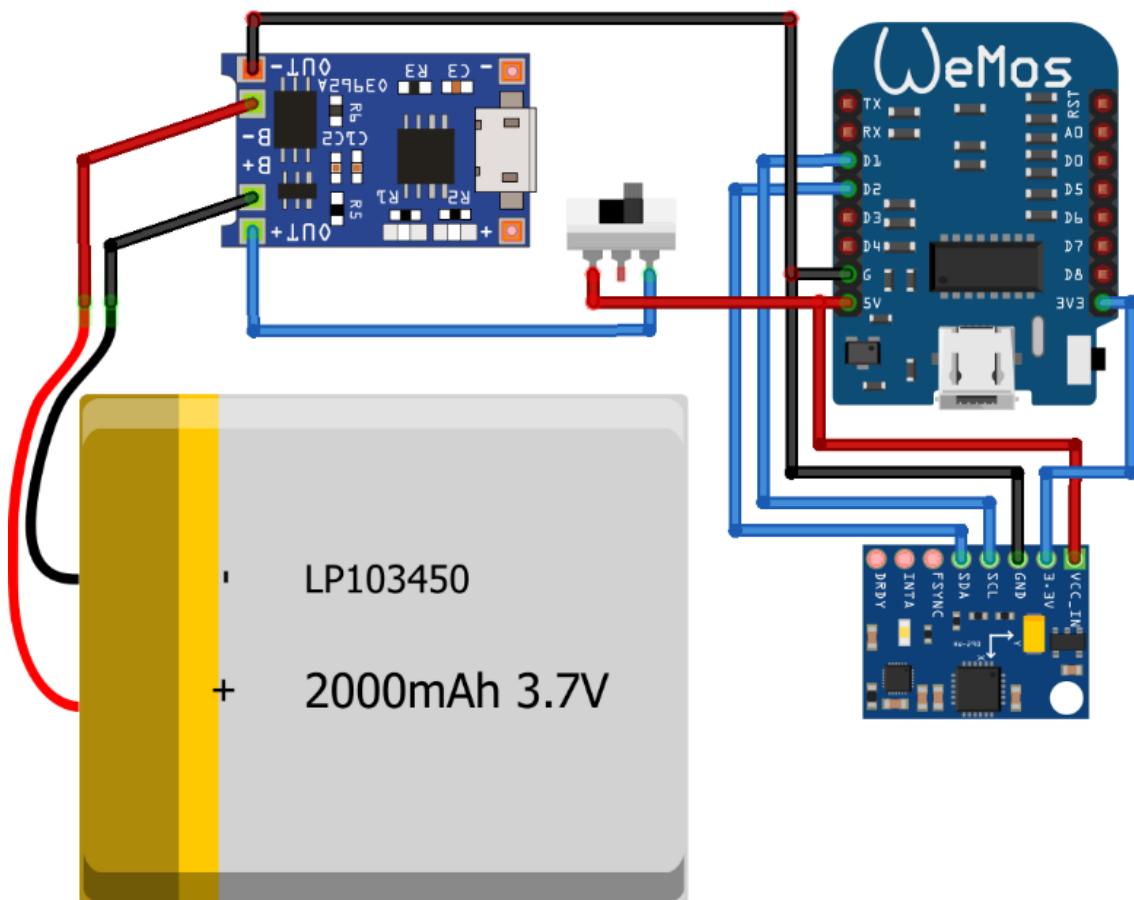
O módulo TP4056, a bateria LiPo LP103450 e o módulo GY-87 de IMU foram interligados para captar os dados de movimento e orientação durante a intubação orotraqueal. Os dispositivos foram revestidos por uma camada de fita isolante para isolar e fixar as conexões e fios do circuito.

O núcleo da instrumentação consiste no módulo GY-87, posicionado no dorso da mão dominante do operador, capaz de acessar, via protocolo I2C, os dados do acelerômetro e giroscópio MPU6050, bem como do magnetômetro QMC5883L. O GY-87 foi escolhido devido à sua robustez, precisão e integração de múltiplos sensores em um único módulo compacto, fornecendo dados tridimensionais de aceleração e velocidade angular, assim como dados acerca da orientação magnética por meio do magnetômetro.

O sensor de força BF350-3AA, por sua vez, foi acoplado rigidamente à haste do laringoscópio, de modo a registrar, em tempo real, os valores de força aplicada durante todas as etapas do procedimento.

A Figura 9 ilustra as ligações entre os componentes do dispositivo de captura de movimento.

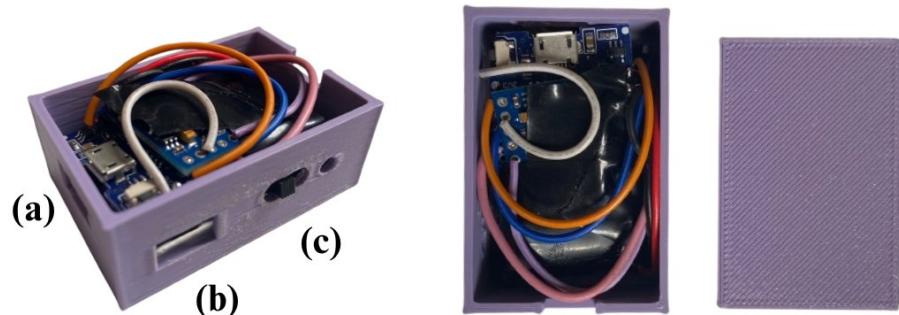
Figura 9 – Conexões dos componentes eletrônicos do sistema de captura inercial



Fonte: A autora. Elaborado no software Fritzing (Fritzing, 2025).

No intuito de organizar a instrumentação, uma caixa (Figura 10) foi impressa em TPU (Poliuretano Termoplástico), onde foi posicionada a bateria, o módulo de carregamento de bateria, o microcontrolador utilizado e o interruptor switch para fazer a ligação do circuito.

Figura 10 - Protótipo da captura inercial montado no gabinete impresso em 3D



- (a) Conector micro USB do microcontrolador ESP8266. (b) Conector micro USB do módulo TP4056.
 (c) Interruptor Switch.
 Fonte: A autora.

Para que o protótipo da captura inercial montado no gabinete impresso em 3D tivesse uma fixação adequada na mão do participante, foi utilizada uma luva de tecido, na qual o sistema foi anexado com fita velcro, conforme mostra a Figura 11.

Figura 11 – Luva com o dispositivo de sensor inercial

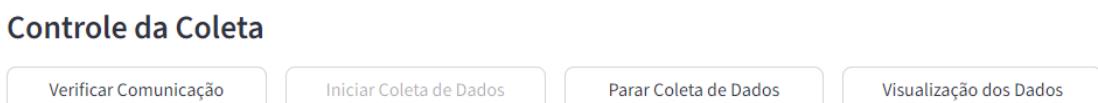


Fonte: A autora.

5.2 Interface de Captura do Sistema

A Figura 12 apresenta a interface de captura dos dados de coleta. O botão "Verificar Comunicação" checa se os sensores estão conectados e prontos para a transmissão; "Iniciar Coleta de Dados" envia um comando de partida para ambos os dispositivos, começando a gravação sincronizada dos dados de força e movimento; "Parar Coleta de Dados", interrompe a aquisição e os dados são salvos em arquivos de texto; "Visualização dos Dados" utiliza as informações da coleta para gerar e exibir gráficos.

Figura 12 – Painel de controle da coleta



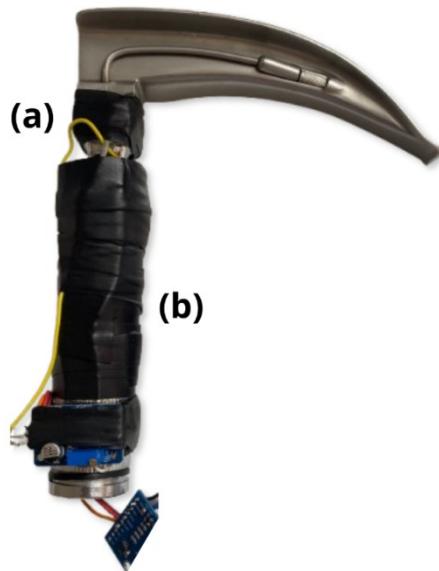
Fonte: A autora.

Os comandos *START*, *STOP* e *RESET* são enviados aos microcontroladores para garantir que os sensores iniciem, terminem ou reiniciem a transmissão de dados em ambos os sensores simultaneamente. O comando *RESET* é enviado antes de iniciar uma nova coleta, acessado pelo botão "Iniciar Coleta de Dados". Em seguida, *START* inicia a coleta logo após o comando *RESET*, e *STOP* é enviado para interromper a aquisição dos dados, acessado pelo botão "Parar Coleta de Dados".

5.3 Avaliação da Estabilidade Inicial do Sistema

Durante o desenvolvimento e ajustes do sistema de captura de força, notaram-se problemas relacionados à fixação dos fios soldados ao microcontrolador Arduino Uno. Nos testes simulados em laboratório, a manipulação por repetição do laringoscópio determinada pelo procedimento de intubação causou rompimentos e desconexão de alguns fios. Foram necessárias correções, como a fixação dos componentes para minimizar sua movimentação, proteção com fita de autofusão no cabo e gancho do dispositivo (*strain gauge* fixado) como mostra a Figura 13. A fita de autofusão, quando esticada, se funde e cria uma camada isolante resistente, evitando o impacto direto na área sensível pela mão do operador ao realizar o procedimento. Também foi necessário fazer o aterramento do equipamento conectado à parte metálica do laringoscópio para drenar parte das correntes de ruído.

Figura 13 – Proteção dos componentes com fita de autofusão

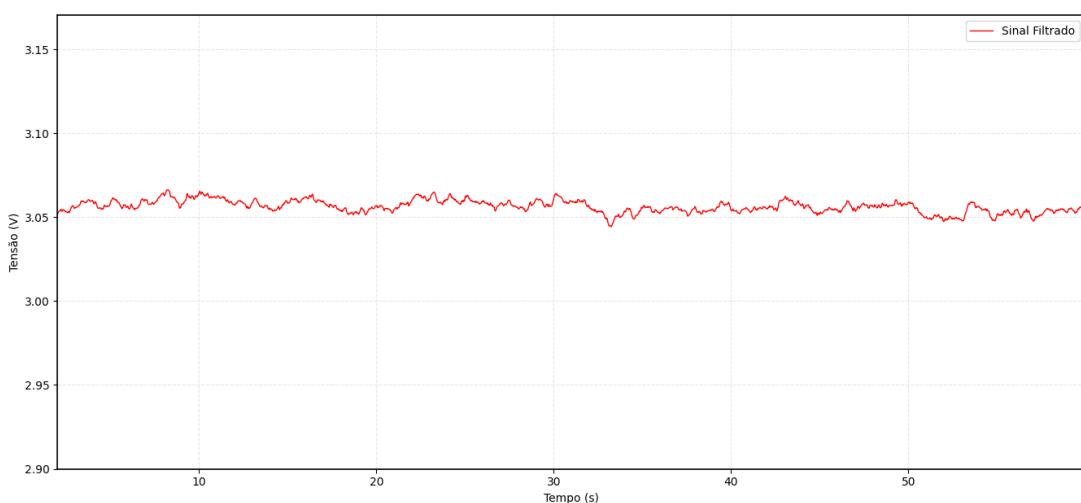


(a) Proteção no gancho do laringoscópio. (b) Proteção no cabo do laringoscópio.

Fonte: A autora.

Após as modificações e a adição da suavização exponencial dos dados para remover os ruídos, o sistema apresentou estabilidade mesmo sob uso repetitivo, com pequenos pontos de flutuação, como pode ser visto na Figura 14. Após o último ajuste de hardware, o sinal basal apresentou estabilidade em torno de 3,06 V. O sistema é sensível a perturbações térmicas ou mecânicas, e por isso, após realizar modificações, o sinal basal pode apresentar valores diferentes.

Figura 14 – Sinal do *strain gauge* em repouso



Fonte: A autora.

5.4 Caracterização Estatística das Medições Experimentais

Foram obtidas séries estáveis de dados garantida por um protocolo de coleta de 15 segundos para cada massa conhecida, onde os primeiros 5 segundos foram dedicados ao registro do sinal em repouso para estabelecer uma linha de base, antes da aplicação contínua da carga nos 10 segundos restantes. A Tabela 3 apresenta os parâmetros obtidos.

Tabela 3 – Caracterização estatística das medições de tensão sob a aplicação de diferentes cargas

Massa (kg)	Peso (N)	Média em Repouso (V)	Média com Carga Aplicada (V)	Média Corrigida (V)	Desvio Padrão (V)
0,0	0,0	3,53947	-	0,0	0,00317
1,1	10,79	3,54098	3,55973	0,01875	0,00292
1,8	17,66	3,55441	3,58829	0,03388	0,00323
2,9	28,45	3,53634	3,59729	0,06095	0,00622
4,1	40,22	3,54701	3,62002	0,07301	0,00545

Fonte: A autora.

Os dados apresentaram uma caracterização bem-sucedida da resposta do sensor à aplicação de diferentes cargas, com uma relação direta e consistente entre o aumento do Peso (N) e o aumento da Média Corrigida (V), o que confirma o funcionamento esperado do sistema de medição.

O objetivo do parâmetro da Média Corrigida (V) é isolar a variação de tensão que foi causada exclusivamente pela força aplicada. Assim, ao aplicar 0 kg não há força adicional sendo exercida e o sistema está em seu estado de referência.

Os valores de desvio padrão registrados são baixos, todos inferiores a 0,007 V durante as medições com carga aplicada. A progressão linear da média e a baixa dispersão dos dados indicam que o circuito manteve o desempenho estável durante a aplicação de diferentes cargas.

5.5 Modelagem Linear da Resposta do Sistema de Força

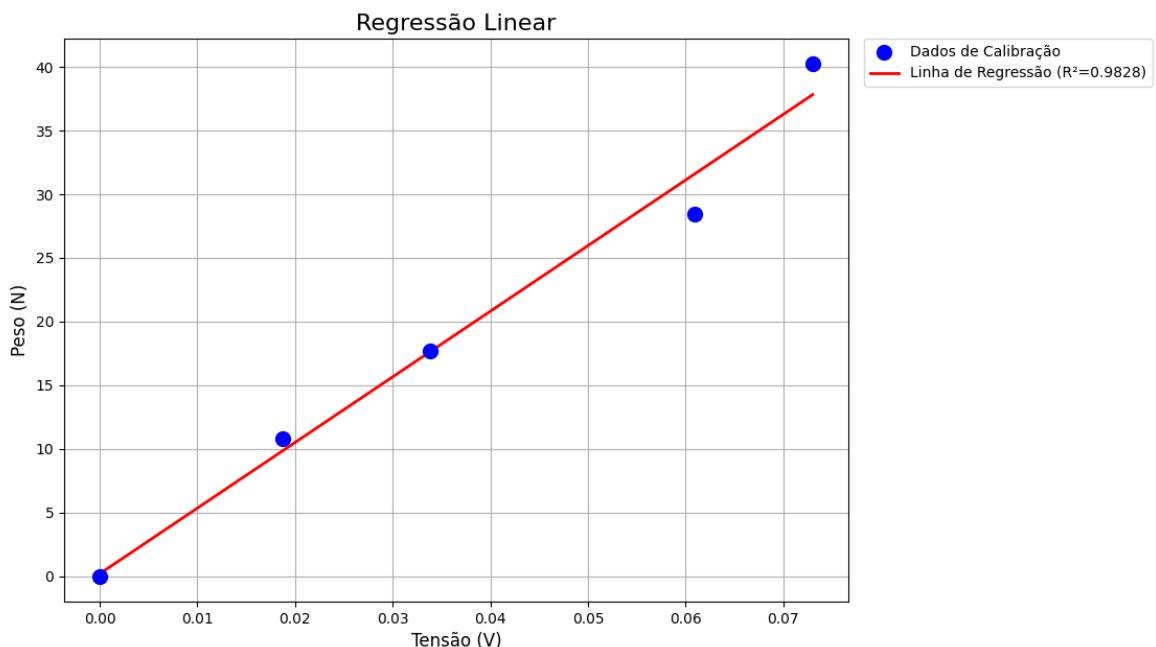
A partir das médias corrigidas de tensão após a aplicação das cargas conhecidas, realizou-se uma regressão linear pelo método dos mínimos quadrados, calculando a reta que

melhor se ajusta para o conjunto de dados, avaliando a tensão como variável independente e o peso como variável dependente. A equação ajustada é ilustrada conforme a Eq. 2.

$$Peso (N) = 515,633 * Tensão(V) + 0,181 \quad (\text{Eq. 2})$$

A correlação linear entre a tensão e o peso foi validada pelo coeficiente de determinação ($R^2 = 0,9828$), indicando que o modelo foi capaz de explicar 98,28% da variabilidade dos dados. O presente estudo aprimorou a avaliação do sistema de medição de força explorado em estudos anteriores (Faria, 2025), cujo trabalho aplicou um diferente protocolo de aplicação de cargas para avaliação de resposta, obtendo um modelo linear que explicou 93% da variância de dados. A nova aplicação eleva a confiabilidade do sistema e demonstra uma correlação mais forte entre tensão e força aplicada. A Figura 15 apresenta o gráfico da regressão linear.

Figura 15 – Gráfico da regressão linear entre tensão e peso



Fonte: A autora.

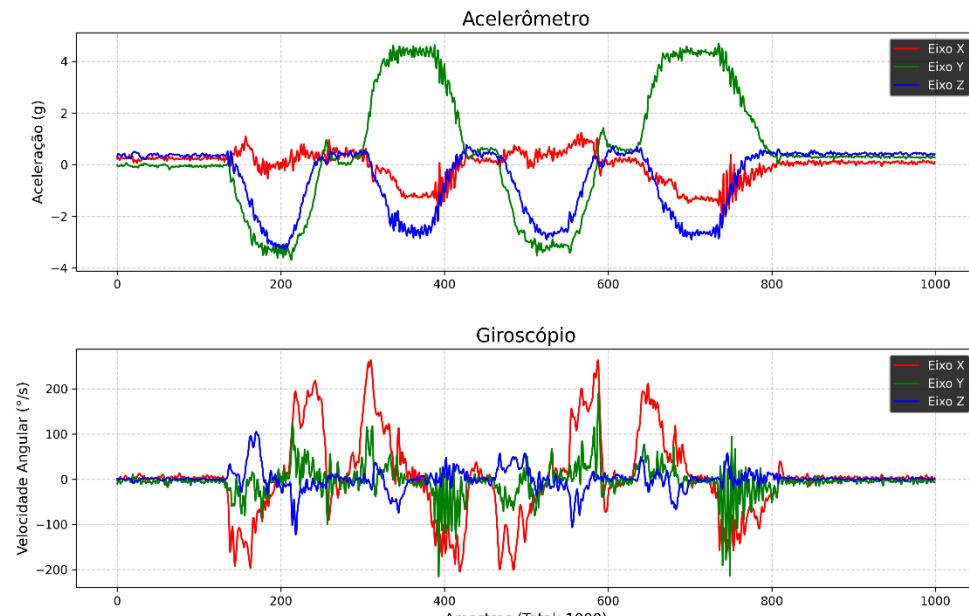
5.6 Análise dos Padrões do Sistema de Movimento

Para realizar a análise completa das capturas do sensor inercial, foi considerada a orientação exata da unidade de medição inercial e seus dados brutos coletados, os movimentos e as configurações de sensibilidade utilizadas no código.

Foram executadas três sequências controladas focadas em diferentes pares de movimentos do punho: flexão e extensão, adução e abdução e pronação e supinação. A análise se concentra em demonstrar os movimentos que geram um padrão único nos gráficos do giroscópio e do acelerômetro.

A análise do movimento de flexão e extensão (Figura 16) se baseia na rotação em torno do eixo X do giroscópio do sensor, alinhado com o polegar. O giroscópio apresentou um padrão significativo, com picos alternados que correspondem à sequência executada. Os movimentos de flexão (descida do punho) são representados por picos de velocidade angular negativos, atingindo um máximo de $-191,79^{\circ}/s$, enquanto os movimentos de extensão (subida do punho) e os retornos à posição inicial são marcados por picos positivos, chegando a $+263,34^{\circ}/s$. O acelerômetro confirma a mudança de orientação pela variação nos eixos Y e Z .

Figura 16 - Padrão de sinal da IMU para o movimento de flexão e extensão

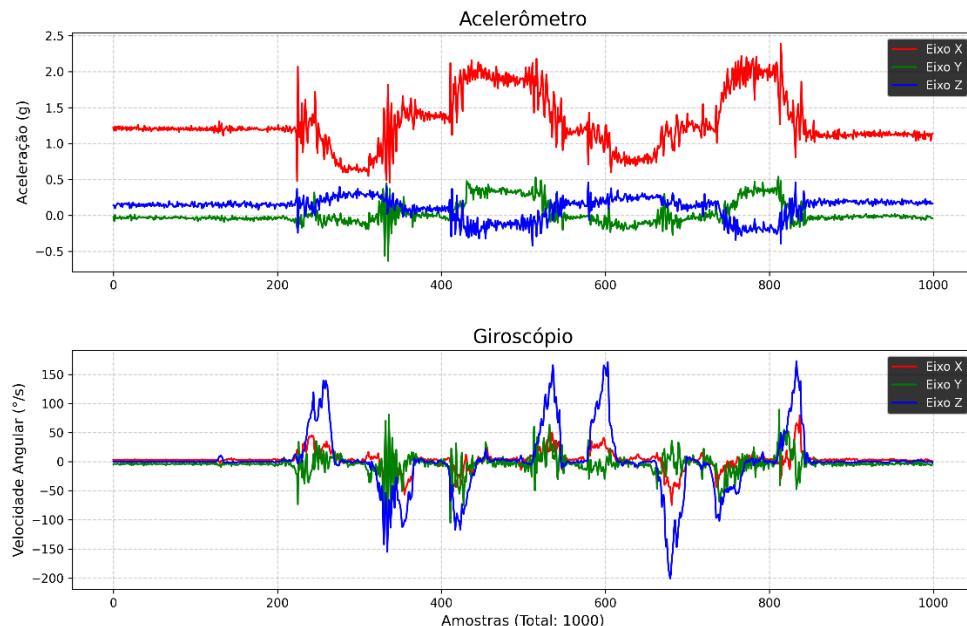


Fonte: A autora.

Para o movimento de adução (desvio ulnar) e abdução (desvio radial), a rotação principal ocorre em torno do eixo Z do giroscópio do sensor, que aponta perpendicularmente para fora do dorso da mão. O padrão deste movimento é visível nos dados do giroscópio no eixo Z , que exibe picos positivos para a adução atingindo $+171,11^{\circ}/s$ e picos negativos para a abdução chegando a $-192,0^{\circ}/s$. Durante todo o ciclo, o acelerômetro permanece estável, confirmando que a mão se manteve plana sobre a mesa, com pequenas variações no eixo X .

indicando a aceleração lateral, enquanto pequenas oscilações nos outros eixos do giroscópio indicam movimentos secundários naturais. Os gráficos são ilustrados na Figura 17.

Figura 17 - Padrão de sinal da IMU para o movimento de adução e abdução

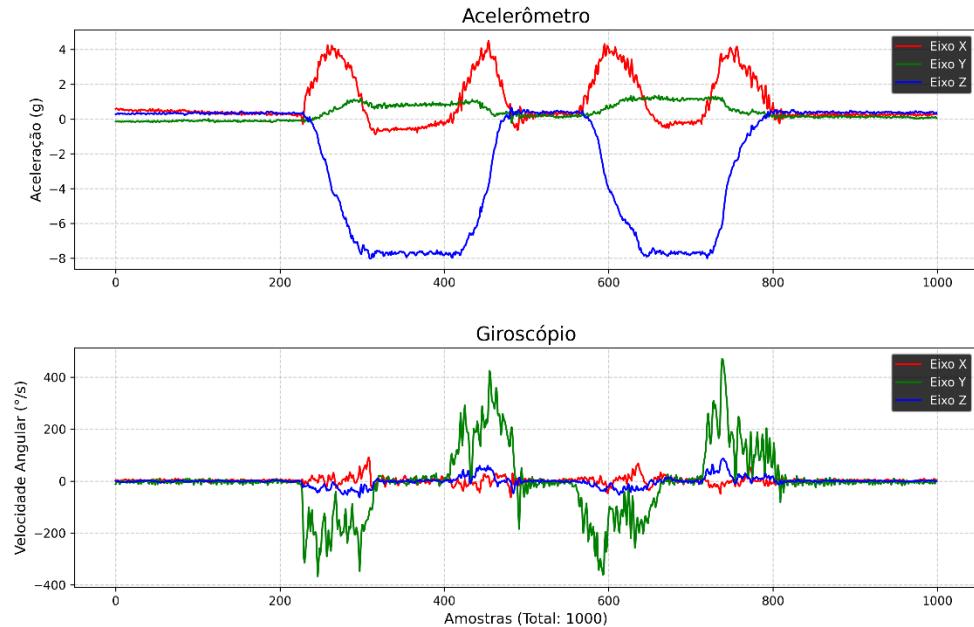


Fonte: A autora.

Por fim, a captura do movimento de pronação e supinação (Figura 18) ocorre em torno do eixo Y do giroscópio. Ao realizar a rotação do antebraço, o giroscópio neste eixo exibe picos mais acentuados, com valores negativos para a supinação (palma para cima), atingindo -366,70 °/s, e picos positivos para o retorno à pronação (palma para baixo) próximos de +470,95 °/s. O eixo Z do acelerômetro confirma a posição final da mão pela forma como mede a força de gravidade: em repouso o valor fica próximo de 0,3 g, enquanto ao realizar a supinação cai para -7,5 g.

A sensibilidade configurada no sensor mostrou-se adequada, pois os gráficos não indicaram saturação, além dos picos de velocidade angular que chegaram a aproximadamente 470 °/s, dentro do limite de 500 °/s do giroscópio. Nos testes realizados, os movimentos de validação foram executados com grande amplitude, e espera-se que as variações durante um procedimento real de intubação sejam menos pronunciadas.

Figura 18 - Padrão de sinal da IMU para o movimento de pronação e supinação



Fonte: A autora.

5.7 Viabilidade do Sistema e Possibilidades de Aprimoramento

5.7.1 Sistema de Sensor Inercial

Estudos recentes têm explorado metodologias para avaliar o desempenho biomecânico durante a IOT utilizando sensores de unidade de medição inercial. Carlson et al. (2015) realizaram um estudo para determinar se a tecnologia de movimento portátil poderia identificar os componentes de movimento da IOT entre profissionais novatos e experientes, observando diferenças nos padrões de movimento. A verificação visual dos dados revelou maior variabilidade de movimento durante a inserção da lâmina do laringoscópio na boca e durante a visualização da abertura glótica. Em outro estudo relacionado, Carlson et al. (2020) investigaram as diferenças cinemáticas entre intubadores experientes e novatos utilizando sensores iniciais portáteis fixados nos punhos e mãos dos participantes durante simulações em manequins. Por meio de algoritmos de aprendizado de máquina, foi possível distinguir os grupos de experientes e novatos. Ao utilizar uma rede neural artificial, obtiveram a maior precisão (91,17%) na discriminação entre os grupos, com base em 5 características de movimento principais: amplitude de rolamento da mão direita, amplitude de inclinação da mão

direita, desvio padrão de guinada da mão direita, desvio padrão de guinada da mão esquerda e frequência de pico de amplitude de inclinação da mão esquerda.

Outros estudos demonstram a alta confiabilidade dos sensores inerciais em aplicações clínicas e cirúrgicas. Al-Yassary et al. (2021) encontraram uma alta correlação ($r = 0.99$) entre IMUs e sistemas padrão-ouro para medição de postura. Da mesma forma, Heiliger et al. (2023) validaram o desempenho das IMUs para rastrear instrumentos e avaliar habilidades em laparoscopia. A eficácia desses sensores é potencializada por suas características intrínsecas, descritas por Iosa et al. (2016) e Zucchi et al. (2020) como dispositivos pequenos, leves e sem fio que não afetam o movimento natural e operam sem a necessidade de um sistema de referência externo, tornando-os ideais para medições ambulatoriais. Apesar da comprovada eficácia, os sensores inerciais são suscetíveis a fatores ambientais e o acúmulo de erro (*drift*) ao longo do tempo, decorrente da integração numérica dos sinais (Iosa et al., 2016).

No presente trabalho, a validação do sistema de medição se concentrou na análise qualitativa e quantitativa dos padrões de movimento gerados, que foram capazes de diferenciar com alta fidelidade cada uma das manobras executadas. Entretanto, sugere-se a realização de testes e correlação estatística com sensores inerciais utilizados em trabalhos existentes ou sistemas de padrão-ouro. A correlação pode permitir uma melhor comparação dos valores encontrados em referências de literatura, além de maior confiabilidade dos dados obtidos. A Tabela 4 apresenta um resumo dos trabalhos relacionados encontrados na literatura.

Tabela 4 – Resumo de diferentes aplicações de sensores inerciais

(continua)

Autor (Ano)	Objetivo do Estudo	Resultados e Conclusões
CARLSON <i>et al.</i> (2015, 2020)	Diferenciar os padrões de movimento na intubação entre novatos e experientes.	Diferenças significativas com maior variabilidade entre os novatos. Algoritmos distinguiram os grupos com alta precisão.
AL-YASSARY <i>et al.</i> (2021)	Avaliar o uso da IMU para medição da postura da cabeça em comparação com padrão-ouro.	Correlação excelente ($r=0.99$), concluindo que IMUs calibradas são um método confiável e válido para análises posturais.
HEILIGER <i>et al.</i> (2023)	Validar o uso das IMUs para rastreamento de instrumentos e avaliação de habilidades em laparoscopia.	Desempenho bom e válido, com forte correlação ($r=0.79$) entre as métricas da IMU e os resultados de treinadores comerciais, apesar da sensibilidade a fatores ambientais.

Tabela 4 – Resumo de diferentes aplicações de sensores inerciais

(conclusão)

Autor (ano)	Objetivo do Estudo	Resultados e Conclusões
IOSA <i>et al.</i> (2016)	Descrever as características e desafios das IMUs para análise de movimento humano.	IMUs são pequenas, leves e sem fio, ideais para não afetar o movimento. O problema do <i>drift</i> decorrente da integração numérica dos sinais.
Este estudo (2025)	Aplicar o sensor inercial para captar parâmetros biomecânicos durante a intubação orotraqueal integrado a sensor de força.	Sensor capaz de diferenciar manobras padronizadas com alta fidelidade, integração e análise de dados funcional.

Fonte: A autora.

5.7.2 Sistema de Sensor de Força

Diversos estudos oferecem parâmetros que podem ser utilizados para quantificar e analisar as forças exercidas durante a laringoscopia e intubação.

Bucx et al. (1995) realizaram um estudo em manequins, onde um laringoscópio modificado baseado na técnica de extensômetro (*strain gauge*) captava as forças aplicadas na língua e nos incisivos maxilares. O estudo reportou forças máximas exercidas na língua que variavam de 60,5 N a 74,2 N, e nos incisivos de 36,3 N a 58,3 N. A experiência do intubador influenciou a duração da laringoscopia, mas teve pouca influência na magnitude das forças exercidas na língua ou nos incisivos. Em um estudo relacionado, Bucx et al. (1998) utilizaram um manequim equipado com dois sensores para medir as forças aplicadas nos incisivos maxilares nas direções axial e transversal. O uso de uma lâmina Macintosh modificada resultou em uma redução das forças exercidas nos incisivos axiais em 12 N (máximo) e 5,8 N (médio).

Rao et al. (2022) desenvolveram um laringoscópio com sensor de torque capaz de medir e exibir forças em tempo real durante a intubação. O dispositivo foi testado em manequins, e a calibração inicial avaliou a funcionalidade em um intervalo de 0 a 20 N. Os resultados indicaram uma redução significativa na força máxima e no impulso total ao intubar com a lâmina Macintosh em comparação com a lâmina Miller, onde as forças máximas médias exercidas foram de 24,5 N e 31,62 N, respectivamente.

Por fim, Hughes et al. (2023) empregaram sensores de força resistivos em uma lâmina de videolaringoscópio para medir a pressão aplicada em manequins. As forças medidas

variavam significativamente entre os manequins em cenários normais e de difíceis via aérea. No entanto, ressaltaram que os sensores FSR (*Force Sensitive Resistors*) medem a pressão proporcionalmente e não possuem uma relação linear para detecção precisa da força em Newtons, sendo mais adequados para diferenciar condições de alta e baixa pressão.

Os valores de força medidos no presente estudo durante a calibração, variando de 10,79 N a 40,22 N, são consistentes com as faixas de forças esperadas em procedimentos médicos e estudos de calibração de sensores. No entanto, esses valores são inferiores às forças máximas reportadas para a intubação em manequins, que atingiram 60,5 N a 74,2 N na língua e 36,3 N a 58,3 N nos incisivos.

A avaliação inicial do sistema demonstrou uma resposta consistente e sensível às variações de carga, confirmando sua capacidade de detectar de forma estável as massas de referência aplicadas. A viabilidade para monitoramento preliminar foi suportada por uma análise de regressão linear, que revelou uma forte correlação ($R^2 = 0,9828$) entre a tensão elétrica medida e a carga. Reconhece-se que a robustez desta análise é limitada pelo escopo reduzido do conjunto de dados e pela indisponibilidade de equipamentos essenciais para uma calibração mais rigorosa. Para refinar o modelo de resposta do sistema, recomenda-se que investigações futuras ampliem a gama de massas de referência e uma calibração secundária com dispositivos certificados, como células de carga ou dinamômetros, para permitir uma comparação direta com valores de referência da literatura e aprimorar a aplicabilidade dos resultados em contextos clínicos e educacionais. A Tabela 5 apresenta um resumo dos trabalhos relacionados encontrados na literatura.

Tabela 5 – Resumo de diferentes aplicações de sensor de força na laringoscopia

(continua)

Autor (Ano)	Objetivo do Estudo	Resultados e Conclusões
BUCX <i>et al.</i> (1995, 1998)	Medir as forças aplicadas na língua e nos incisivos maxilares durante a laringoscopia em manequins.	Reportaram forças máximas de 60,5 N a 74,2 N na língua e de 36,3 N a 58,3 N nos incisivos. A experiência do operador influenciou mais a duração do que a magnitude da força.
RAO <i>et al.</i> (2022)	Desenvolver um laringoscópio com sensor de torque para medir e	O dispositivo foi calibrado na faixa de 0 a 20 N. Os resultados indicaram uma redução significativa na força máxima ao usar a lâmina

Tabela 5 – Resumo de diferentes aplicações de sensor de força na laringoscopia

(conclusão)

Autor (Ano)	Objetivo do Estudo	Resultados e Conclusões
HUGHES <i>et al.</i> (2023)	exibir forças em tempo real durante a intubação. Empregar sensores de força resistivos para medir a pressão aplicada durante a videolararingoscopia em manequins.	Macintosh (24,5 N) em comparação com a Miller (31,62 N). Os sensores foram capazes de diferenciar cenários de via aérea normal e difícil. Sensores FSR são mais adequados para medições de pressão relativa (alta/baixa) do que para quantificação precisa em Newtons.
Este estudo (2025)	Aplicar o sensor <i>strain gauge</i> para captar a força exercida durante a intubação orotraqueal integrado a sensor inercial.	Sensor capaz de diferenciar a força exercida, calibração variando de 10,79 N a 40,22 N com massas conhecidas, integração dos sensores funcional e alto coeficiente de determinação (98%) entre tensão medida e carga.

Fonte: A autora.

5.7.3 Considerações Gerais

Diante do exposto, observa-se um consenso sobre a viabilidade dos sensores inerciais para a quantificação de habilidades motoras e a relevância da medição de força para a segurança do procedimento. Os resultados do sistema desenvolvido mostram-se promissores como uma ferramenta de baixo custo para fornecer *feedback* biomecânico objetivo em laringoscopia. Para a aplicação do protótipo instrumentado para aprimoramento da intubação orotraqueal em contexto educacional, recomenda-se uma calibração de força mais rigorosa e a correlação estatística do sensor inercial com um sistema padrão-ouro, melhorias na fixação dos componentes utilizados e validações repetitivas em manequins simuladores.

6 CONCLUSÃO

O sistema experimental de sensores integrados desenvolvido, composto por um *strain gauge* fixado ao gancho do laringoscópio e um sistema de captura de movimento sem fio apoiado ao dorso da mão do operador, atingiu os objetivos de integrar dois sistemas de sensores diferentes e receber a captação simultânea dos sinais de força e inercial. O sistema demonstrou ser capaz de medir os padrões de movimento do sensor inercial durante a execução de manobras controladas e de adquirir e visualizar os dados por meio de uma interface interativa. As validações preliminares indicam que o protótipo gera dados consistentes, permitindo uma análise inicial da viabilidade do seu uso como ferramenta didática.

Ressalta-se que o estudo não incluiu testes em manequins nem a participação de múltiplos usuários com diferentes níveis de experiência, fatores essenciais para validar a aplicabilidade do sistema em um cenário real de treinamento.

Para as próximas etapas de desenvolvimento do estudo, aconselha-se realizar uma calibração secundária do sensor de força, e para o sensor inercial, conduzir um estudo de validação comparando os dados com um sistema de captura de movimento padrão-ouro. Além disso, incluir na coleta de dados um grupo diversificado de participantes para identificar e quantificar as diferenças cinemáticas entre os grupos. Refinar o design do hardware, a montagem dos componentes e seu isolamento integrado ao laringoscópio pode melhorar a visualização e captura dos dados, reduzindo ruídos e possíveis falhas no manuseio.

Em resumo, o trabalho cumpriu seu objetivo de desenvolver e avaliar um sistema experimental com dispositivos integrados e captação simultânea de força e movimento em laringoscopia, apresentando um apoio para futuras aplicações e aprimoramento do sistema.

Vale notar que este trabalho se relaciona com os Objetivos do Desenvolvimento Sustentável (ODS), especialmente aos Objetivos 3, Saúde e Bem-Estar, e 9, Indústria, Inovação e Infraestrutura.

REFERÊNCIAS

- AL-YASSARY, M. *et al.* Evaluation of head posture using an inertial measurement unit. *Scientific Reports*, v. 11, n. 1, 1 dez. 2021. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-99459-7>
- ARULKUMARAN, N. *et al.* Videolaryngoscopy versus direct laryngoscopy for emergency orotracheal intubation outside the operating room: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Anaesthesia*, v. 120, n. 4, p. 712–724, 1 abr. 2018. <https://doi.org/10.1016/j.bja.2017.12.041>
- ASAI, T. Airway management inside and outside operating rooms—circumstances are quite different. *British Journal of Anaesthesia*, v. 120, n. 2, p. 207–209, 1 fev. 2018. <https://doi.org/10.1016/j.bja.2017.10.010>
- BANNISTER, F. B.; MACBETH, R. G. Direct laryngoscopy and tracheal intubation. *Survey of Anesthesiology*, v. 1, n. 4, ago. 1944.
- BROWN, W. *et al.* A call for collaboration and consensus on training for endotracheal intubation in the medical intensive care unit. *Critical Care*, v. 24, n. 1, 1 dez. 2020. <https://doi.org/10.1186/s13054-020-03317-3>
- BUCX, M. J. L. *et al.* Does experience influence the forces exerted on maxillary incisors during laryngoscopy? A manikin study using the Macintosh laryngoscope. *Canadian Journal of Anaesthesia*, v. 42, n. 2, p. 144–149, fev. 1995. <https://doi.org/10.1007/BF03028268>
- BUCX, M. J. L. *et al.* An evaluation of a modified Macintosh laryngoscope in a manikin. *Canadian Journal of Anaesthesia*, v. 45, n. 5, p. 483–487, 1998. <https://doi.org/10.1007/BF03012586>
- BURKLE, C. M. *et al.* A Historical Perspective on Use of the Laryngoscope as a Tool in Anesthesiology. *Anesthesiology*, v. 100, n. 4, p. 1003–1006, abr. 2004. <https://doi.org/10.1097/00000542-200404000-00034>
- CAMPOS, N. F. *et al.* Efeitos da intubação orotraqueal na voz e deglutição de adultos e idosos. *Distúrbios da Comunicação*, v. 28, n. 4, p. 597–608, 2016.
- CARLSON, J. N. *et al.* Motion capture measures variability in laryngoscopic movement during endotracheal intubation. *Simulation in Healthcare*, v. 7, n. 4, p. 255–260, ago. 2012. <https://doi.org/10.1097/SIH.0b013e318258975a>
- CARLSON, J. N. *et al.* Assessment of Movement Patterns during Intubation between Novice and Experienced Providers Using Mobile Sensors: A Preliminary, Proof of Concept Study. *BioMed Research International*, 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/843078>
- CARLSON, J. N. *et al.* Preliminary experience with inertial movement technology to characterize endotracheal intubation kinematics. *Simulation in Healthcare*, v. 15, n. 3, p. 160–166, 1 jun. 2020. <https://doi.org/10.1155/2015/843078>
- COLLINS, S. R. Direct and indirect laryngoscopy: Equipment and techniques. *Respiratory Care*, v. 59, n. 6, p. 850–864, 2014. <https://doi.org/10.4187/respcare.03033>

- COPAESCU, A. M. *et al.* Simulation-based education to improve management of refractory anaphylaxis in an allergy clinic. *Allergy, asthma, and clinical immunology : official journal of the Canadian Society of Allergy and Clinical Immunology*, v. 19, n. 1, p. 9, 29 jan. 2023. <https://doi.org/10.1186/s13223-023-00764-9>
- DOBKIN, B. H.; MARTINEZ, C. Wearable Sensors to Monitor, Enable Feedback, and Measure Outcomes of Activity and Practice. *Current Neurology and Neuroscience Reports*, v. 18, n. 12, 1 dez. 2018. <https://doi.org/10.1007/s11910-018-0896-5>
- EKDAHL, M. *et al.* Inertial Measurement Unit Sensor-to-Segment Calibration Comparison for Sport-Specific Motion Analysis. *Sensors*, v. 23, n. 18, 1 set. 2023. <https://doi.org/10.3390/s23187987>
- ELENDU, C. *et al.* The impact of simulation-based training in medical education: A review. *Medicine*, v. 103, n. 27, p. e38813, 5 jul. 2024. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000038813>
- FANG, Z. *et al.* Conversion of Upper-Limb Inertial Measurement Unit Data to Joint Angles: A Systematic Review. *Sensors*, v. 23, n. 14, 1 jul. 2023. <https://doi.org/10.3390/s23146535>
- FARIA, M. J. N. Desenvolvimento e Avaliação de um Sistema Experimental com Strain Gauge Integrado a Laringoscópio. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia (UFU), 2025.
- FRAZÃO, D. A. L. *et al.* Prevalência de intubação orotraqueal no serviço de emergência em hospital secundário do Distrito Federal. *Brazilian Journal of Development*, n. 6, p. 39137–39148, 2020. <https://doi.org/10.34117/bjdv6n6-454>
- FRITZING. Fritzing: software para criação de protótipos de circuitos eletrônicos. Versão 1.0.5. Joshua Scoggins, H. Phil Duby, and A. Faina, , 14 abr. 2025. Disponível em: <<https://fritzing.org>>. Acesso em: 20 jul. 2025
- GASTALDI, L.; DIGO, E. Recent Advance and Application of Wearable Inertial Sensors in Motion Analysis. *Sensors*, v. 25, n. 3, 1 fev. 2025. <https://doi.org/10.3390/s25030818>
- HANDELAND, J. A. *et al.* The role of manikins in nursing students' learning: A systematic review and thematic metasynthesis. *Nurse Education Today*, v. 98, 1 mar. 2021. <https://doi.org/10.1016/j.nedt.2020.104661>
- HANSEL, J. *et al.* Videolaryngoscopy versus direct laryngoscopy for adults undergoing tracheal intubation. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, v. 2022, n. 4, 4 abr. 2022. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD011136.pub3>
- HEALY, D. W. *et al.* A systematic review of the role of videolaryngoscopy in successful orotracheal intubation. *BMC Anesthesiol*, p. 12–32, 2012. <https://doi.org/10.1186/1471-2253-12-32>

- HEILIGER, C. *et al.* Tracking and evaluating motion skills in laparoscopy with inertial sensors. *Surgical Endoscopy*, v. 37, n. 7, p. 5274–5284, 1 jul. 2023. <https://doi.org/10.1007/s00464-023-09983-y>
- HIGGINS, M.; MADAN, C.; PATEL, R. Development and decay of procedural skills in surgery: A systematic review of the effectiveness of simulation-based medical education interventions. *Surgeon*, v. 19, n. 4, p. e67–e77, 1 ago. 2021. <https://doi.org/10.1016/j.surge.2020.07.013>
- HINDMAN, B. J. *et al.* Intubation biomechanics: Laryngoscope force and cervical spine motion during intubation with macintosh and airtraq laryngoscopes. *Anesthesiology*, v. 121, n. 2, p. 260–271, 2014. <https://doi.org/10.1097/ALN.0000000000000263>
- HUGHES, K. E. *et al.* Comparison of Force During the Endotracheal Intubation of Commercial Simulation Manikins. *Cureus*, v. 15, n. 8, p. e43808, 20 ago. 2023. <https://doi.org/10.7759/cureus.43808>
- IMAYAMA, I. *et al.* Assessment of an Airway Curriculum in a Pulmonary and Critical Care Fellowship Program. *ATS scholar*, v. 5, n. 3, p. 420–432, 30 set. 2024. <https://doi.org/10.34197/ats-scholar.2023-0082OC>
- IONUT-CRISTIAN, S.; DAN-MARIUS, D. Using Inertial Sensors to Determine Head Motion-A Review. *Journal of imaging*, v. 7, n. 12, 6 dez. 2021. <https://doi.org/10.3390/jimaging7120265>
- IOSA, M. *et al.* Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Review of Medical Devices*, v. 13, n. 7, p. 641–659, 2 jul. 2016. <https://doi.org/10.1080/17434440.2016.1198694>
- JAHN, A.; BLITZER, A. A short history of laryngoscopy. *Logopedics Phoniatrics Vocology*, v. 21, n. 3–4, p. 181–185, 1996. <https://doi.org/10.3109/14015439609098887>
- KABRHEL, C. *et al.* Videos in clinical medicine. Orotracheal intubation. *The New England journal of medicine*, v. 356, n. 17, p. e15, 26 abr. 2007. <https://doi.org/10.1056/NEJMvcm063574>
- LARRAGA-GARCÍA, B.; QUINTANA-DÍAZ, M.; GUTIÉRREZ, Á. Simulation-Based Education in Trauma Management: A Scoping Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, v. 19, n. 20, 1 out. 2022. <https://doi.org/10.3390/ijerph192013546>
- LEE, G. T. *et al.* Defining the learning curve for endotracheal intubation in the emergency department. *Scientific Reports*, v. 12, n. 1, 1 dez. 2022. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-19337-8>
- LEE, J.; LEE, J. H. Effects of simulation-based education for neonatal resuscitation on medical students' technical and non-technical skills. *PLoS ONE*, v. 17, n. 12 December, 1 dez. 2022. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0278575>

LEIVA, K. M. R. *et al.* Inertial measurement unit sensors in assistive technologies for visually impaired people, a review. *Sensors*, v. 21, n. 14, 2 jul. 2021. <https://doi.org/10.3390/s21144767>

LI, T. *et al.* Video laryngoscopy is associated with improved first-pass intubation success compared with direct laryngoscopy in emergency department trauma patients. *Journal of the American College of Emergency Physicians open*, v. 2, n. 1, p. e12373, 1 fev. 2021. <https://doi.org/10.1002/emp2.12373>

LUCENA, C. V. *et al.* Mastication Evaluation with Unsupervised Learning: Using an Inertial Sensor-Based System. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, v. 6, 26 fev. 2018. <https://doi.org/10.1109/JTEHM.2018.2797985>

LUCID SOFTWARE INC. Lucidchart: ferramenta de diagramação online. Disponível em: <<https://www.lucidchart.com>>. Acesso em: 4 ago. 2025.

MACE, S. E. Challenges and Advances in Intubation: Airway Evaluation and Controversies with Intubation. *Emergency Medicine Clinics of North America*, v. 26, n. 4, p. 977–1000, 2008. <https://doi.org/10.1016/j.emc.2008.09.003>

MACINTOSH, R. R. New inventions: a new laryngoscope. *The Lancet*, v. 241, n. 6233, p. 205, 13 fev. 1943. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(00\)89390-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(00)89390-3)

MILLER, A. G. Endotracheal intubation training and skill maintenance for respiratory therapists. *Respiratory Care*, v. 62, n. 2, p. 156–162, 1 fev. 2017. <https://doi.org/10.4187/respcare.05037>

MILLER, R. A. A new laryngoscope. *Anesthesiology*, v. 2, n. 3, p. 317–320, 1 maio 1941. <https://doi.org/10.1097/00000542-194105000-00008>

MULYADI, M. *et al.* Effects of simulation technology-based learning on nursing students' learning outcomes: A systematic review and meta-analysis of experimental studies. *Nurse Education Today*, v. 107, 1 dez. 2021. <https://doi.org/10.1016/j.nedt.2021.105127>

NARA, N. *et al.* The introduction and effectiveness of simulation-based learning in medical education. *Internal Medicine*, v. 48, n. 17, p. 1515–1519, 2009. <https://doi.org/10.2169/internalmedicine.48.2373>

PAOLINI, J. B.; DONATI, F.; DROLET, P. Review article: Video-laryngoscopy: Another tool for difficult intubation or a new paradigm in airway management? *Canadian Journal of Anesthesia*, v. 60, n. 2, p. 184–191, fev. 2013. <https://doi.org/10.1007/s12630-012-9859-5>

PIETERS, B. M. *et al.* Pioneers of laryngoscopy: indirect, direct and video laryngoscopy. *Anaesthesia and intensive care*, v. 43, p. 4–11, 1 jul. 2015. <https://doi.org/10.1177/0310057X150430S103>

PREKKER, M. E. *et al.* Video versus Direct Laryngoscopy for Tracheal Intubation of Critically Ill Adults. *New England Journal of Medicine*, v. 389, n. 5, p. 418–429, 3 ago. 2023.

- RAO, G. M. *et al.* Design, development, and face validation of an intubation simulation device using real-time force data feedback. *Laryngoscope investigative otolaryngology*, v. 7, n. 5, p. 1506–1512, 1 out. 2022. <https://doi.org/10.1002/lio2.916>
- ROBINSON, S. J. A. *et al.* Simulation-Based Education of Health Workers in Low- and Middle-Income Countries: A Systematic Review. *Global Health Science and Practice*, v. 12, n. 6, 1 dez. 2024. <https://doi.org/10.9745/GHSP-D-24-00187>
- SAKAKURA, Y. *et al.* Biomechanical profiles of tracheal intubation: A mannequin-based study to make an objective assessment of clinical skills by expert anesthesiologists and novice residents. *BMC Medical Education*, v. 18, n. 1, 4 dez. 2018. <https://doi.org/10.1186/s12909-018-1410-0>
- SEEL, T.; KOK, M.; MCGINNIS, R. S. Inertial sensors—applications and challenges in a nutshell. *Sensors*, v. 20, n. 21, p. 1–5, 1 set. 2020. <https://doi.org/10.3390/s20216221>
- SØRENSEN, J. L. *et al.* Design of simulation-based medical education and advantages and disadvantages of in situ simulation versus off-site simulation. *BMC Medical Education*, v. 17, n. 1, p. 1–9, 21 jan. 2017. <https://doi.org/10.1186/s12909-016-0838-3>
- SOUZA, L. G. D. *et al.* Intubação Orotraqueal e suas complicações: uma revisão de literatura. *Brazilian Journal of Health Review*, 2021.
- STUHLER, J. Utilização de MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems – sistemas microeletromecânico) para aplicações de circuitos de baixo custo de movimentação e sensoriamento. *Metodologias e Aprendizado*, v. 5, p. 82–91, 10 jan. 2022. <https://doi.org/10.21166/metapre.v5i.2696>
- TALLO, F. S. *et al.* Intubação orotraqueal e a técnica da sequência rápida: uma revisão para o clínico. *Revista da Sociedade Brasileira de Clínica Médica*, 2011.
- WESSON, T. *et al.* Feasibility of Using Inertial Measurement Units (IMUs) to Augment Cadaveric Temporal Training. *Laryngoscope*, v. 135, n. 4, p. 1465–1471, 1 abr. 2025. <https://doi.org/10.1002/lary.31878>
- WILHELM, S. B.; WILHELM, D. B. Airway management procedures in Swedish emergency department patients - a national retrospective study. *BMC Emergency Medicine*, v. 22, n. 1, 1 dez. 2022. <https://doi.org/10.1186/s12873-022-00627-3>
- YAMANAKA, C. S. *et al.* Intubação orotraqueal: avaliação do conhecimento médico e das práticas clínicas adotadas em unidades de terapia intensiva. *Revista Brasileira de Terapia Intensiva*, v. 22, n. 2, p. 103–111, jun. 2010. <https://doi.org/10.1590/S0103-507X2010000200002>
- YARDENI, I. Z. *et al.* Design evaluation of commonly used rigid and levering laryngoscope blades. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, v. 46, n. 8, p. 1003–1009, 1 set. 2002. <https://doi.org/10.1034/j.1399-6576.2002.460813.x>

YU, J. *et al.* Effectiveness of simulation-based interprofessional education for medical and nursing students in South Korea: a pre-post survey. *BMC Medical Education*, v. 20, n. 1, 1 dez. 2020. <https://doi.org/10.1186/s12909-020-02395-9>

ZAMANI, M. *et al.* Endotracheal intubation training to medical practitioners: Comparison of the modified 4-step Payton's training method and Halsted's training method in a simulated environment. *Journal of Education and Health Promotion*, v. 9, n. 1, 1 maio 2020. https://doi.org/10.4103/jehp.jehp_705_19

ZUCCHI, B. *et al.* Movement Analysis with Inertial Measurement Unit Sensor After Surgical Treatment for Distal Radius Fractures. *BioResearch open access*, v. 9, n. 1, p. 151–161, 1 maio 2020. <https://doi.org/10.1089/biores.2019.0035>