

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

MELYSSA JÚLIA NERES FARIA

**Desenvolvimento e Avaliação de um Sistema Experimental para treinamento no uso do
Laringoscópio**

Uberlândia/MG

2025

MELYSSA JÚLIA NERES FARIA

**Desenvolvimento e Avaliação de um Sistema Experimental para treinamento no uso do
Laringoscópio**

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).

F224 Faria, Melyssa Júlia Neres, 2002-
2025 Desenvolvimento e Avaliação de um Sistema Experimental
para treinamento no uso do Laringoscópio [recurso
eletrônico] / Melyssa Júlia Neres Faria. - 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

MELYSSA JÚLIA NERES FARIA

**Desenvolvimento e Avaliação de um Sistema Experimental para treinamento no uso do
Laringoscópio**

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, 05 de maio de 2025.

Banca Examinadora:

Selma Terezinha Milagre – Professora Doutora (FEELT/UFU)

Fabrícia Torres Gonçalves – Professora Mestra (IMEPAC)

Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira – Professor Doutor (FEELT/UFU)

Dedico este trabalho aos meus pais e ao meu
irmão, por todo amor e apoio.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais, Renata e Joseilton, por todo o apoio e incentivo desde a infância. Sempre me encorajaram a estudar e a perseguir meus sonhos, fazendo tudo o que estava ao alcance, e muitas vezes o que não estava, para me ver feliz e realizada. Vocês são, e sempre serão, minha maior inspiração.

Ao meu irmão Pedro, que sempre foi meu ponto de apoio, meu parceiro de brincadeiras e de amizade. Espero, de coração, também ser uma inspiração para você.

Às minhas avós, Ana e Nilma, que sempre cuidaram de mim com amor e carinho, torcendo pela minha felicidade. Aos meus avôs, Claudiomiro e José Raimundo, que sempre estiveram na torcida por mim e compartilharam, desde a infância, o carinho pelo futebol.

Aos tios, tias, primos e primas que sempre vibraram com minhas conquistas, meu muito obrigada.

Às companheiras do Norte de Minas, Mayra, Vitória e Mariana, que chegaram comigo e acompanharam minha trajetória desde o início, oferecendo apoio e amizade. Em especial, à Isadora, minha colega de quarto e grande amiga, que esteve sempre por perto e me ajudou nos desafios do dia a dia.

Aos amigos da graduação, que caminharam comigo ao longo do curso, mesmo que em ritmos e disciplinas diferentes. Obrigada por compartilharem essa jornada comigo.

Agradeço também aos professores do curso, aos alunos e docentes do laboratório NIATS e ao PET Engenharia Biomédica, que marcaram minha formação e fizeram parte dessa caminhada. A todos, o meu sincero agradecimento.

“The professor said to write what you know. Looking backwards might be the only way to move forward.”

(SWIFT, 2024)

RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema experimental baseado em strain gauge integrado ao gancho de um laringoscópio, com o objetivo de monitorar variações de tensão elétrica associadas à aplicação de força durante simulações de intubação orotraqueal. A proposta surge da demanda por instrumentos que forneçam feedback objetivo em treinamentos médicos, contribuindo para o aprimoramento técnico e a segurança do procedimento. A metodologia envolveu a seleção e integração de componentes eletrônicos, aquisição de dados via microcontrolador e análise estatística com aplicação de regressão linear. Os testes realizados com massas conhecidas demonstraram uma forte correlação linear entre a carga aplicada e a resposta elétrica do sistema, evidenciando a estabilidade e reproduzibilidade das medições. Os resultados indicam que o protótipo desenvolvido possui viabilidade técnica para uso em contextos simulados de ensino, oferecendo suporte quantitativo à avaliação do desempenho em laringoscopia.

Palavras-chave: *strain gauge; laringoscópio; intubação orotraqueal; instrumentação biomédica; simulação médica.*

ABSTRACT

This study presents the development of an experimental system based on a strain gauge integrated into the hook of a laryngoscope, aimed at monitoring electrical signal variations associated with force application during simulated orotracheal intubation. The project addresses the need for tools that provide objective feedback in medical training, supporting technical improvement and procedural safety. The methodology involved the selection and integration of electronic components, data acquisition via microcontroller, and statistical analysis using linear regression. Tests conducted with known weights revealed a strong linear correlation between the applied load and the system's electrical response, demonstrating stable and reproducible measurements. The results indicate that the developed prototype is technically viable for use in simulated training scenarios, offering quantitative support for assessing performance in laryngoscopy.

Keywords: strain gauge; laryngoscope; orotracheal intubation; biomedical instrumentation; medical simulation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Espátula, bico e flange do laringoscópio.....	19
Figura 2 – Lâminas Miller e Macintosh. A: Vista lateral; B: Vista superior; C: Vista de encaixe.....	20
Figura 3 – Eixos orofaríngeo, faríngeo e laríngeo alinhados na posição olfativa.....	21
Figura 4 – Representação das forças Fh (força exercida pela mão), Ft (força da lâmina sobre a língua) e Fm (força da lâmina sobre os incisivos maxilares).....	22
Figura 5 – Diagrama de blocos do sistema de medição, detalhando as etapas de aquisição, condicionamento e processamento do sinal.....	27
Figura 6 – Montagem física do sistema, destacando o laringoscópio com o <i>strain gauge</i> e os módulos eletrônicos interconectados.....	28
Figura 7 – Componentes do módulo BF350-3AA: (A) Conector do <i>strain gauge</i> e (B) Amplificador TP09.....	29
Figura 8 – Diagrama de conexões entre os componentes eletrônicos.....	30
Figura 9 – Aplicação de massas sobre a lâmina do laringoscópio fixado, durante os testes experimentais para avaliação da resposta do sistema.....	31
Figura 10 – Sinal de tensão do <i>strain gauge</i> em repouso.....	34
Figura 11 – Regressão linear entre tensão e peso. Pontos experimentais (azul) e reta de ajuste (vermelho), com $R^2 = 0,9298$	36

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Componentes e materiais utilizados no desenvolvimento do sistema experimental.....	28
Tabela 2 – Especificações das conexões elétricas entre os componentes do sistema experimental.....	30
Tabela 3 – Parâmetros estatísticos das medições de tensão para diferentes massas aplicadas.....	35
Tabela 4 – Forças aplicadas em diferentes técnicas de laringoscopia (valores em Newtons).....	38

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A0 – Canal analógico 0 do ADS1115

ADC – Analog-to-Digital Converter (Conversor Analógico-Digital)

BF350-3AA – Modelo de *strain gauge* resistivo utilizado no sistema

Gf – Fator de gauge (*Gauge Factor*)

I2C – Inter-Integrated Circuit (Barramento de Comunicação)

IDE – Integrated Development Environment (Ambiente de Desenvolvimento Integrado)

IOT – Intubação Orotraqueal

kg – Quilograma (Unidade de medida de massa)

LANEF - Laboratório de Neuromecânica e Fisioterapia/Biomecânica

R² – Coeficiente de determinação

SCL – Serial Clock (Linha de clock do protocolo I2C)

SDA – Serial Data (Linha de dados do protocolo I2C)

SPI – Serial Peripheral Interface (Interface Serial Periférica)

SPS – Samples Per Second (Amostras por segundo)

TP09 – Amplificador operacional do módulo do *strain gauge*

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

V – Volt (Unidade de medida de tensão elétrica)

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	15
2 OBJETIVOS	18
2.1 Gerais.....	18
2.2 Específicos	18
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	19
3.1 Modelos e Estruturas dos Laringoscópios.....	19
3.2 Considerações Biomecânicas na Laringoscopia Direta.....	21
3.3 Tecnologias de Medição de Força em Procedimentos Médicos.....	22
3.4 Fundamentos da Extensometria com Strain Gauges	23
3.5 Sistemas de Aquisição e Tratamento de Sinais	25
4 METODOLOGIA.....	27
4.1 Materiais e Componentes.....	27
4.1.1 Fixação do Strain Gauge.....	29
4.2 Configuração Eletrônica	29
4.2.1 Circuito de Condicionamento	29
4.2.2 Conexões dos Componentes Eletrônicos.....	29
4.3 Avaliação da Resposta do Sistema sob Aplicação de Carga.....	31
4.4 Aquisição e Processamento dos Dados	32
4.4.1 Visualização Gráfica.....	32
4.4.2 Procedimentos de Coleta de Dados	32
4.4.3 Análise Estatística e Modelagem Linear	32
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	34
5.1 Avaliação da Estabilidade Inicial do Sistema	34
5.2 Análise Estatística das Coletas Experimentais	34
5.3 Correlação entre Tensão Elétrica e Massa Aplicada	35
5.4 Aplicabilidade do Sistema e Possibilidades de Aprimoramento	36
6 CONCLUSÃO.....	40
REFERÊNCIAS.....	41
APÊNDICE A – CÓDIGO DO ARDUINO	48
APÊNDICE B – CÓDIGO EM PYTHON PARA VISUALIZAÇÃO DOS DADOS EM TEMPO REAL.....	49

APÊNDICE C – CÓDIGO EM PYTHON PARA A COLETA DE DADOS	51
APÊNDICE D – CÓDIGO EM PYTHON PARA CÁLCULO DOS PARÂMETROS ESTATÍSTICOS	53
APÊNDICE E – CÓDIGO EM PYTHON PARA REGRESSÃO LINEAR	55

1 INTRODUÇÃO

A intubação orotraqueal (IOT) é um procedimento médico que consiste na inserção de um tubo traqueal pela boca até a traqueia, passando pela laringe (HANSEL et al., 2022). A intubação endotraqueal, por sua vez, é um termo geral que abrange técnicas como a orotraqueal e a nasotraqueal, esta última realizada pela via nasal, sendo escolhida conforme a indicação clínica (WANG et al., 2006). Esses procedimentos são utilizados em emergências médicas, unidades de terapia intensiva e no ambiente pré-hospitalar, sendo fundamentais para garantir ventilação adequada em pacientes sob anestesia ou ventilação mecânica (MOTA; DE CAVALHO; BRITO, 2012).

A laringoscopia direta é uma técnica que permite a visualização das estruturas da laringe e facilita a inserção do tubo endotraqueal (ALVARADO; PANAKOS, 2023). Para isso, utiliza-se o laringoscópio, um instrumento composto por uma lâmina que eleva a língua e uma fonte de luz que ilumina as vias aéreas. A técnica aplicada e a experiência do profissional influenciam diretamente nos resultados do procedimento, destacando a necessidade de um treinamento adequado (GARCIA et al., 2015).

Apesar de ser considerada padrão-ouro, a laringoscopia direta enfrenta limitações no treinamento devido ao acesso limitado para oportunidades práticas e riscos aos pacientes (TARASI et al., 2011). Além disso, essa técnica pode apresentar desafios inesperados que exigem o alinhamento correto dos eixos oral, faríngeo e laríngeo por meio de manobras específicas (CORREA, 2018).

Para superar essas dificuldades, o treinamento com manequins e simulações é frequentemente utilizado. Essas metodologias permitem que os alunos pratiquem sem colocar pacientes em risco e oferecem um ambiente controlado para o desenvolvimento das habilidades necessárias (ELENDU et al., 2024). Tecnologias como os videolaringoscópios também são incorporadas ao treinamento por oferecerem uma visualização mais detalhada das estruturas anatômicas e aumentarem as chances de sucesso na execução do procedimento (YONG et al., 2020).

Apesar dessas abordagens, o domínio da técnica exige prática constante. Estudos indicam que são necessárias cerca de cinquenta intubações realizadas em ambiente clínico para que um profissional alcance uma taxa de sucesso de 90% (ZAMORA et al., 2014). Intubadores menos experientes tendem a levar mais tempo para realizar o procedimento e apresentam taxas mais altas de falha em comparação com profissionais especializados (YAU et al., 2021).

A avaliação do aprendizado técnico geralmente é feita por meio de listas de checagem que analisam critérios como o sucesso da intubação, o tempo necessário para sua realização e a posição das mãos no laringoscópio (GARCIA et al., 2015). No entanto, um aspecto pouco explorado nesse processo é a força aplicada durante o procedimento. O uso excessivo de força pode causar traumas às vias aéreas superiores (CARASSITI et al., 2012). Entre as complicações associadas estão lesões traqueais, perfurações e obstruções, riscos ainda maiores em pacientes com anatomias desafiadoras. (MARCOS et al., 2018; MOTA; DE CAVALHO; BRITO, 2012).

Estudos mostram que até 45,2% dos pacientes intubados apresentam ao menos um evento adverso significativo durante o procedimento, sendo a instabilidade hemodinâmica a complicações mais comum (RUSSOTTO et al., 2021). Essa alta incidência de eventos adversos graves se explica pelo contexto clínico em que muitas intubações são realizadas. O estudo de Russotto et al. (2021), conduzido em unidades de terapia intensiva de diversos países, aponta que a maioria dos pacientes intubados apresenta instabilidade clínica significativa, como hipóxia, choque circulatório ou necessidade urgente de ventilação invasiva. Nesses cenários, há menos tempo para avaliação prévia, escolha adequada de materiais e aplicação de técnicas seguras, o que aumenta o risco de complicações. Além disso, a experiência do profissional, o uso ou não de sedativos apropriados e a existência de condições anatômicas desfavoráveis são fatores adicionais que contribuem para a complexidade e o risco do procedimento.

Embora muitas lesões laríngeas causadas pela intubação se resolvam espontaneamente devido à capacidade regenerativa do epitélio, pacientes com condições como diabetes ou infecções sistêmicas podem apresentar complicações mais graves (MOTA; DE CAVALHO; BRITO, 2012). Por isso, métodos objetivos para avaliar e melhorar o treinamento na intubação são importantes para reduzir riscos e melhorar os resultados clínicos.

A medição da força aplicada durante a intubação tem sido estudada como uma forma de tornar o treinamento mais objetivo. Sensores e transdutores podem ser acoplados ao laringoscópio para quantificar essa força, levando em consideração fatores como o tipo de lâmina utilizada, as características anatômicas do paciente e a experiência do operador (RASSAM et al., 2005). Além disso, análises biomecânicas que avaliam parâmetros como força, velocidade e aceleração ajudam a diferenciar o desempenho entre iniciantes e especialistas (SAKAKURA et al., 2018).

Considerando a importância do aperfeiçoamento técnico e os desafios relacionados à avaliação objetiva das habilidades clínicas, justifica-se o desenvolvimento desse trabalho, partindo-se da hipótese de que um sistema baseado em *strain gauge* acoplado ao laringoscópio

possa detectar variações de tensão elétrica associadas à aplicação de carga, possibilitando estudos futuros sobre o comportamento biomecânico do procedimento em contextos simulados, resultando em uma melhor especialização na técnica de intubação orotraqueal.

2 OBJETIVOS

2.1 Geral

Desenvolver um sistema experimental com *strain gauge* capaz de registrar a variação de tensão elétrica associada à aplicação de carga em um laringoscópio.

2.2 Específicos

- a) Selecionar e integrar os componentes eletrônicos e sensores adequados à aplicação proposta;
- b) Implementar sistema para a aquisição, visualização e armazenamento dos dados;
- c) Analisar a variação de tensão elétrica associada à aplicação de cargas mecânicas conhecidas;
- d) Avaliar a estabilidade e repetibilidade do sistema sob cargas conhecidas;
- e) Construir uma modelagem preliminar da resposta do sistema;
- f) Investigar a viabilidade de uso do dispositivo em contextos de simulação.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Modelos e Estruturas dos Laringoscópios

O desenvolvimento do laringoscópio acompanha a evolução da prática médica desde o século XIX. Os primeiros registros documentam que em 1878, William MacEwen realizou o procedimento de intubação utilizando apenas os dedos como guia para inserção do tubo traqueal (MCINTYRE, 1989). A origem do laringoscópio moderno apresenta controvérsias históricas: em 1829, Benjamin Guy Babington desenvolveu o glotoscópio, instrumento composto por espéculo para deslocamento da língua e sistema de espelhos que utilizava luz solar para visualização laríngea (PIETERS et al., 2015). Registros anteriores mostram que em 1805, o médico alemão Bozzini já havia descrito um protótipo inicial, embora a aplicação clínica sistemática só tenha sido documentada a partir de 1852 (COLLINS, 2014).

O avanço significativo na laringoscopia ocorreu em 1903 com Chevalier Jackson, que projetou um laringoscópio tubular em forma de U combinando pela primeira vez uma espátula funcional com cabo contendo fonte de luz distal (PIETERS et al., 2015). Esse princípio de design permanece como base dos modelos contemporâneos.

A estrutura atual dos laringoscópios, conforme ilustrado na Figura 1, mantém três componentes fundamentais: a espátula que desliza sobre a superfície lingual, o flange para deslocamento da língua e o bico projetado para elevação da epiglote (COLLINS, 2014). As variações de design são notáveis, particularmente no flange, que alterna entre curvaturas suaves e configurações angulares mais complexas (MCINTYRE, 1989).

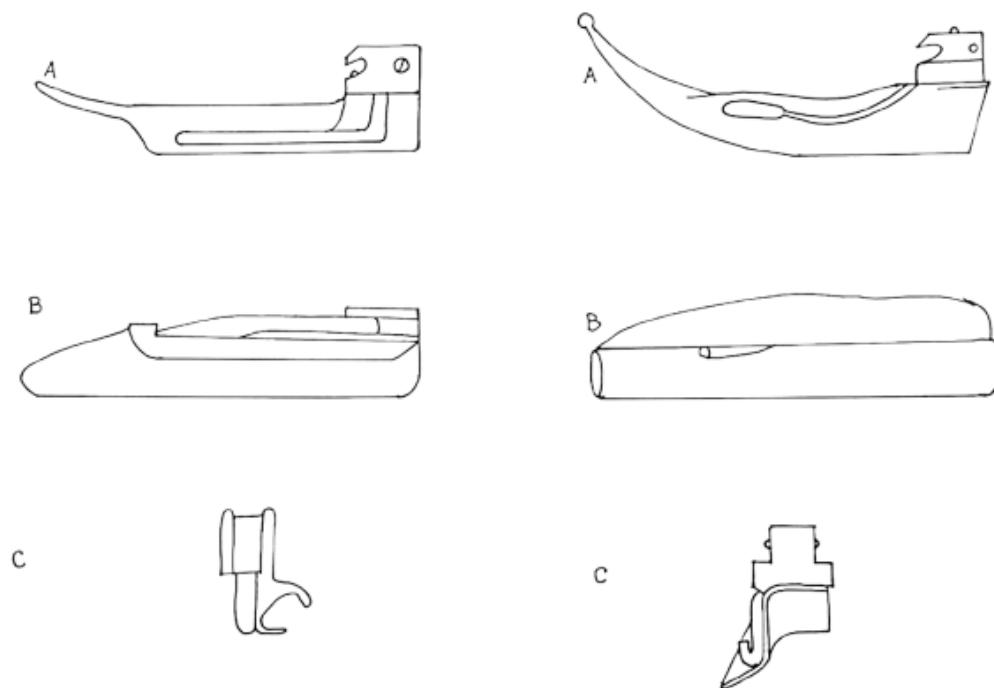
Figura 1 – Espátula, bico e flange do laringoscópio.



Fonte: A autora.

O mercado atual oferece dois tipos principais de lâminas, representadas na Figura 2: as curvas, representadas pelo design padrão do Macintosh, e as retas, como a lâmina Miller (COLLINS, 2014). Esses modelos são oferecidos em diferentes tamanhos, como padrão, pediátrico ou curto, para atender às necessidades específicas de cada paciente e às preferências do profissional que realiza o procedimento.

Figura 2 – Lâminas Miller e Macintosh. A: Vista lateral; B: Vista superior; C: Vista de encaixe.



Fonte: Adaptada de MCINTYRE, 1989.

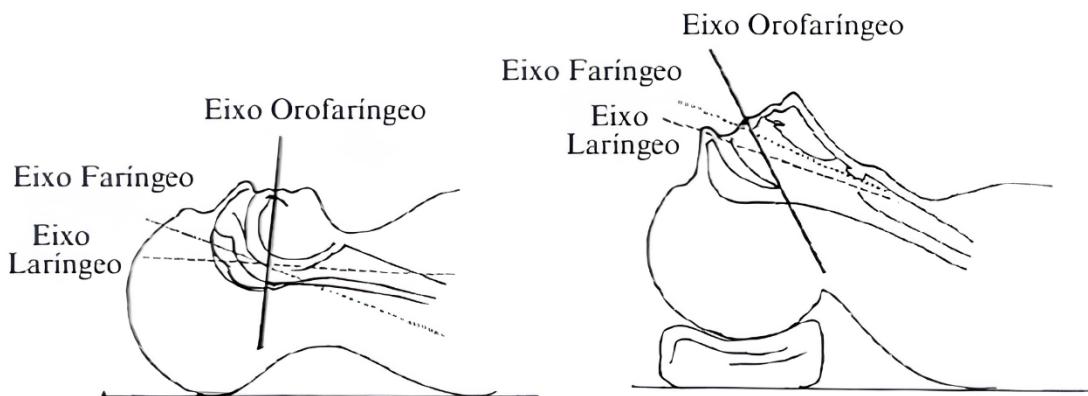
Os avanços tecnológicos recentes incluem desde estiletes ópticos até os modernos videolaringoscópios (COLLINS, 2014). Estes últimos, conforme descrito por Hansel et al. (2022), incorporam sistemas de câmera para visualização em tempo real da inserção do tubo, estando disponíveis em três configurações principais: tradicional, hiperangulado e canalizado.

Estudos demonstram que, apesar desses desenvolvimentos, o laringoscópio tradicional ainda responde por mais de 80% das intubações em contextos emergenciais (RESNICK-AULT; GANDOTRA; GAILLARD, 2024), evidenciando sua permanência como instrumento fundamental na prática clínica.

3.2 Considerações Biomecânicas na Laringoscopia Direta

A execução adequada da laringoscopia direta requer a obtenção de uma linha de visão clara e desobstruída entre o operador e as estruturas glóticas do paciente, independentemente do tipo de lâmina selecionada para o procedimento (CORREA, 2018). A posição olfativa, representada na Figura 3, destaca-se como a configuração anatômica mais favorável, pois promove o alinhamento preciso dos três eixos - orofaríngeo, faríngeo e laríngeo - por meio da extensão controlada da cabeça na articulação atlanto-occipital (COLLINS, 2014).

Figura 3 – Eixos orofaríngeo, faríngeo e laríngeo alinhados na posição olfativa.



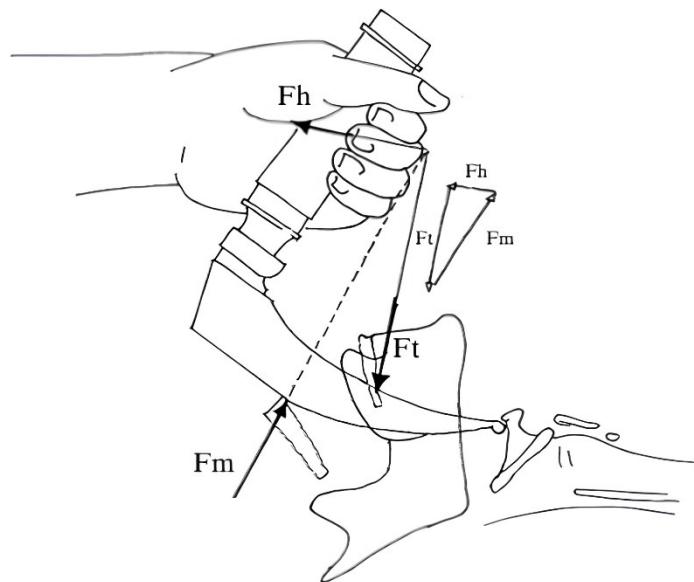
Fonte: Adaptada de COLLINS, 2014.

A complexidade anatômica das vias aéreas superiores apresenta diversos fatores críticos que influenciam diretamente o sucesso da intubação orotraqueal. Entre esses fatores destacam-se a proporção glossofaríngea, que determina o espaço disponível para manipulação do laringoscópio, e as dimensões do espaço supraglótico, que afetam a visualização das cordas vocais (CORREA, 2018). Além disso, diversas condições clínicas podem representar desafios significativos, incluindo limitações na abertura bucal, restrições à mobilidade cervical e variações anatômicas (DAVIS et al., 2023). Cada uma dessas condições pode comprometer de maneira distinta o acesso às vias aéreas e a eficácia da manipulação do laringoscópio.

A análise biomecânica do procedimento revela a atuação de três forças principais, conforme ilustrado na Figura 4. A força manual (F_h), aplicada pelo operador ao cabo do laringoscópio, é transmitida através do instrumento, gerando a força (F_t) que atua sobre a

superfície lingual, e a força (F_m) que é exercida sobre os incisivos maxilares (BUCX et al., 1992, 1994). A magnitude de F_m varia consideravelmente em função da presença ou ausência de elementos dentários, o que pode alterar significativamente a distribuição de pressão durante o procedimento.

Figura 4 – Representação das forças F_h (força exercida pela mão), F_t (força da lâmina sobre a língua) e F_m (força da lâmina sobre os incisivos maxilares).



Fonte: Adaptada de BUCX et al., 1994

Embora os mecanismos exatos que relacionam as forças aplicadas com os movimentos cervicais ainda não estejam completamente elucidados, pesquisas demonstram de forma consistente que o tipo de lâmina empregada influencia tanto a intensidade das forças necessárias quanto a amplitude de movimento cervical requerida para obtenção de uma visualização adequada das estruturas laríngeas (CORREA, 2018; HASTINGS et al., 1996; HINDMAN et al., 2014). Essa relação é particularmente relevante quando se considera a segurança do paciente e a prevenção de possíveis complicações relacionadas ao procedimento.

3.3 Tecnologias de Medição de Força em Procedimentos Médicos

A medição precisa de forças em contextos médicos é fundamental para segurança do paciente e avaliação de técnicas clínicas. Diferentes tecnologias têm sido empregadas, cada uma

com vantagens específicas conforme a aplicação. Os *strain gauges* se destacam pela capacidade de integração em dispositivos cirúrgicos, permitindo medições com custo relativamente baixo (HAMMOND; SMITH; WOOD, 2014). No entanto, desafios como ruído elétrico em ambientes hospitalares e fragilidade mecânica durante esterilizações repetidas limitam seu uso em procedimentos de longa duração.

Para aplicações que demandam alta sensibilidade, como em cateteres implantáveis ou monitoramento de pressão intraluminal, sensores piezoelétricos têm se mostrado mais adequados. Esses dispositivos são capazes de detectar variações de pressão inferiores a 40 kPa com resposta linear e estabilidade em uso prolongado, conforme demonstrado por Gil et al. (2020). Apesar disso, o custo elevado de materiais avançados e a necessidade de compensação para não linearidades, como observado por Lebosse et al. (2011), restringem sua adoção em larga escala.

Em contextos em que forças maiores devem ser mensuradas, como na avaliação de força de preensão manual ou análise biomecânica de fixadores externos, células de carga e sensores ópticos têm sido alternativas viáveis. Estudos como o de Cavalcante et al. (2023) validaram dinamômetros de baixo custo baseados em células de carga, com alta confiabilidade, enquanto Kalinowski et al. (2023) desenvolveram sensores ópticos com sensibilidade ajustável para monitorar carga em fixadores ósseos.

A seleção do método de medição deve considerar não apenas a faixa de força envolvida, como as adequadas para *strain gauges* (HAMMOND; SMITH; WOOD, 2014), versus as cargas maiores mensuráveis por células de carga (CAVALCANTE et al., 2023), mas também fatores econômicos e operacionais. Estudos demonstram que *strain gauges* oferecem a melhor relação custo-benefício para protótipos e dispositivos médicos de pequena escala, com custos de fabricação significativamente menores que sensores piezoelétricos (GIL et al., 2020; HAMMOND; SMITH; WOOD, 2014).

3.4 Fundamentos da Extensometria com *Strain Gauges*

A extensometria consiste em uma técnica para medição de deformações em materiais submetidos a tensões ou forças externas, utilizando sensores conhecidos como *strain gauges*. Esses dispositivos convertem deformações mecânicas em variações mensuráveis de resistência elétrica, sendo amplamente empregados em análises experimentais que exigem alta precisão (CARVALHO et al., 2015; MCENTEGGART, 2008).

O fundamento teórico da técnica está baseado na Lei de Hooke, que estabelece a relação linear entre tensão (σ) e deformação (ε) através do módulo de elasticidade (E) do material, conforme apresentado na Eq. 1 (ARANHA et al., 2016).

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad \text{Eq. (1)}$$

Quando um material é deformado, ocorrem alterações em suas dimensões, incluindo comprimento (L) e área transversal (A), resultando em mudanças na resistência elétrica (R) que dependem da resistividade (ρ) do material, como mostra a Eq. 2 (MAGALHÃES, 2016).

$$R = \rho \cdot \frac{L}{A} \quad \text{Eq. (2)}$$

Os *strain gauges* são compostos por uma grade condutora metálica fixada sobre um substrato flexível. Quando adequadamente instalados na superfície do material, acompanham suas deformações, apresentando variações na resistência elétrica proporcionais à magnitude da deformação. A sensibilidade do sensor é caracterizada pelo fator de gauge (Gf), que relaciona a variação relativa da resistência ($\Delta R/R$) com a deformação (ε), conforme demonstrado na Eq. 3 (YANG; LU, 2013). O fator de gauge depende das propriedades do material condutor utilizado no sensor e influencia diretamente a precisão das medições realizadas (ZHAO et al., 2022).

$$Gf = \frac{\Delta R/R}{\varepsilon} \quad \text{Eq. (3)}$$

Para medir as pequenas variações de resistência elétrica, utiliza-se o circuito da ponte de Wheatstone, que consiste em quatro resistores com o *strain gauge* ocupando uma das posições (MARCELINO et al., 2018). Este arranjo permite amplificar as variações e convertê-las em diferenças de potencial mensuráveis, além de compensar interferências como flutuações térmicas (SILVA et al., 2019).

Diversos fatores podem influenciar a precisão das medições, incluindo variações térmicas que alteram a resistência independentemente da deformação (CULLINGTON; HOAR, 1975), problemas na fixação do sensor ao material (PEEKEL, 1972) e interferências por ruído elétrico (SILVA, 2018). Técnicas como compensação térmica, seleção de materiais adequados

e uso de filtros eletrônicos são empregadas para minimizar esses efeitos e garantir resultados confiáveis.

3.5 Sistemas de Aquisição e Tratamento de Sinais

Os sistemas de aquisição e processamento de sinais são componentes importantes em aplicações biomédicas. Esse processo envolve etapas sequenciais que incluem amplificação dos sinais, conversão analógico-digital, filtragem para redução de ruídos e visualização dos dados, cada uma contribuindo para a qualidade final da informação adquirida (TODD, 2014).

A amplificação ajusta os sinais elétricos gerados por sensores biomédicos, que normalmente apresentam amplitudes reduzidas. Amplificadores operacionais são usados nesta função por aumentarem a magnitude do sinal enquanto preservam suas características originais (REGTIEN et al., 2004). Dispositivos como o módulo ADS1115 combinam amplificação ajustável e conversão analógico-digital em um único componente, simplificando a arquitetura do sistema e melhorando a detecção de pequenas variações de sinal (NAIR; VATALIYA; DESAI, 2020).

A conversão analógico-digital (ADC) adapta os sinais contínuos dos sensores ao domínio digital requerido pelos sistemas computacionais (MALIK; HNATKOVA; MALIK, 1995). A resolução do conversor ADC influencia a qualidade da conversão, sendo comuns resoluções superiores a 12 bits para aplicações médicas, onde é necessário capturar variações sutis nos sinais.

A filtragem de sinais remove ruídos e artefatos que poderiam comprometer a análise. Em ambientes médicos, os sinais estão sujeitos a interferências eletromagnéticas e perturbações da rede de alimentação (JIANG; BIAN; TIAN, 2019). Técnicas de filtragem incluem desde métodos simples como a média móvel, até abordagens mais complexas como filtros digitais passa-baixa ou transformadas wavelet (GALVÃO et al., 2001).

Plataformas como o Arduino Uno são usadas em projetos biomédicos por sua versatilidade e custo acessível. Sua arquitetura permite integração com diversos sensores através de protocolos como I2C e SPI (WANG, 2015). Embora o Arduino Uno tenha um ADC integrado de 10 bits, é comum usar ADCs externos como o ADS1115 quando se requer maior precisão (DOS SANTOS; SOARES; TUPINAMBÁ, 2022).

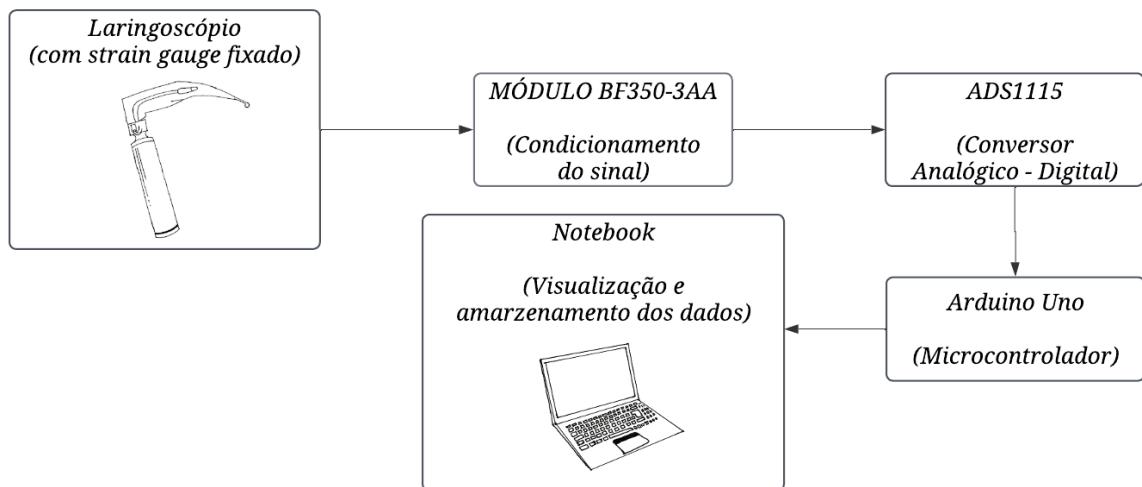
Embora existam plataformas especializadas com melhor desempenho, o Arduino Uno mantém sua popularidade pela simplicidade de uso. Em alguns casos, o Raspberry Pi também é usado como alternativa (EHRMANN et al., 2022).

A visualização dos dados facilita a interpretação dos resultados. A representação gráfica permite uma análise mais intuitiva para pesquisadores e profissionais clínicos (WU et al., 2022). Softwares como MATLAB ou Python criam visualizações dinâmicas para monitorar dados em tempo real (OZGUR et al., 2022). Em contextos educacionais, essas ferramentas podem fornecer feedback sobre técnicas médicas durante treinamentos.

4 METODOLOGIA

Esta seção descreve os materiais, componentes e procedimentos adotados no desenvolvimento do dispositivo proposto. O sistema consiste em um *strain gauge* acoplado ao gancho de um laringoscópio, integrado a um circuito de condicionamento de sinal e a um microcontrolador para aquisição e processamento de dados. A Figura 5 apresenta o diagrama de blocos do sistema, ilustrando o fluxo do sinal desde a captação até a visualização e armazenamento dos dados em um notebook.

Figura 5 – Diagrama de blocos do sistema de medição, detalhando as etapas de aquisição, condicionamento e processamento do sinal.



Fonte: A autora. Elaborado no site Lucidchart.

4.1 Materiais e Componentes

Os materiais e componentes foram selecionados com base em critérios de funcionalidade e adequação ao objetivo do estudo. O laringoscópio empregado foi um modelo Dystasist com lâmina Macintosh. A Tabela 1 sumariza os principais itens utilizados, enquanto a Figura 6 exibe a montagem física do sistema.

Tabela 1 – Componentes e materiais utilizados no desenvolvimento do sistema experimental.

Componente/Material	Descrição
Laringoscópio Dyasist	Equipamento para aplicação de carga e fixação do <i>strain gauge</i>
Strain Gauge BF350-3AA	Sensor de deformação de 350Ω
Placa de circuito perfurada	Proteção e conexão do <i>strain gauge</i>
Módulo BF350-3AA	Condicionamento do sinal
Módulo ADS1115	Conversão analógico-digital de 16 bits
Arduino Uno	Aquisição e transmissão de dados
Super Bonder Loctite	Fixação do sensor ao gancho do laringoscópio
Arduino Ambiente de Desenvolvimento Integrado (IDE)	Programação do microcontrolador
Python (Ambiente de Desenvolvimento PyCharm)	Processamento e visualização dos dados

Fonte: A autora.

Figura 6 – Montagem física do sistema, destacando o laringoscópio com o *strain gauge* e os módulos eletrônicos interconectados.



Fonte: A autora.

4.1.1 Fixação do *Strain Gauge*

O sensor utilizado foi o BF350-3AA, um *strain gauge* de 350Ω , cuja variação de resistência é proporcional à deformação mecânica aplicada. Para garantir maior durabilidade e evitar quebras, uma placa de circuito perfurada foi fixada ao lado do sensor no gancho do laringoscópio, servindo como proteção e ponto de soldagem para os fios de conexão.

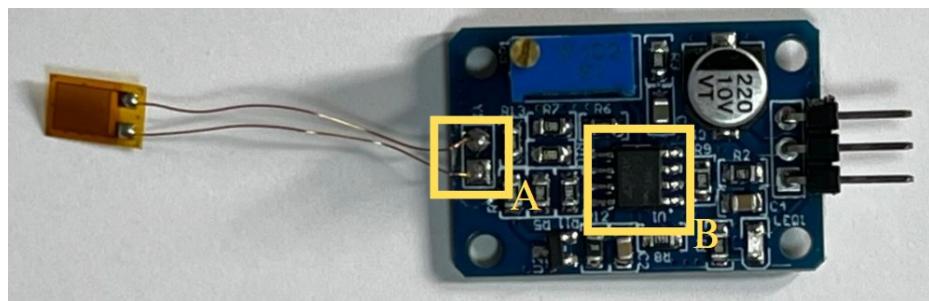
O *strain gauge* foi fixado na face direita do gancho do laringoscópio, utilizando a cola Super Bonder Loctite. Essa face corresponde à região que fica em contato com a palma da mão quando o laringoscópio é segurado com a mão esquerda, como é habitual entre os operadores, evitando interferência manual direta na área sensível do sensor.

4.2 Configuração Eletrônica

4.2.1 Circuito de Condicionamento

O módulo BF350-3AA emprega uma ponte de Wheatstone para detectar variações na resistência do *strain gauge*. O sinal diferencial gerado é amplificado pelo amplificador operacional TP09, presente no módulo. A Figura 7 ilustra os componentes do amplificador.

Figura 7 – Componentes do módulo BF350-3AA: (A) Conector do *strain gauge* e (B) Amplificador TP09.



Fonte: A autora.

4.2.2 Conexões dos Componentes Eletrônicos

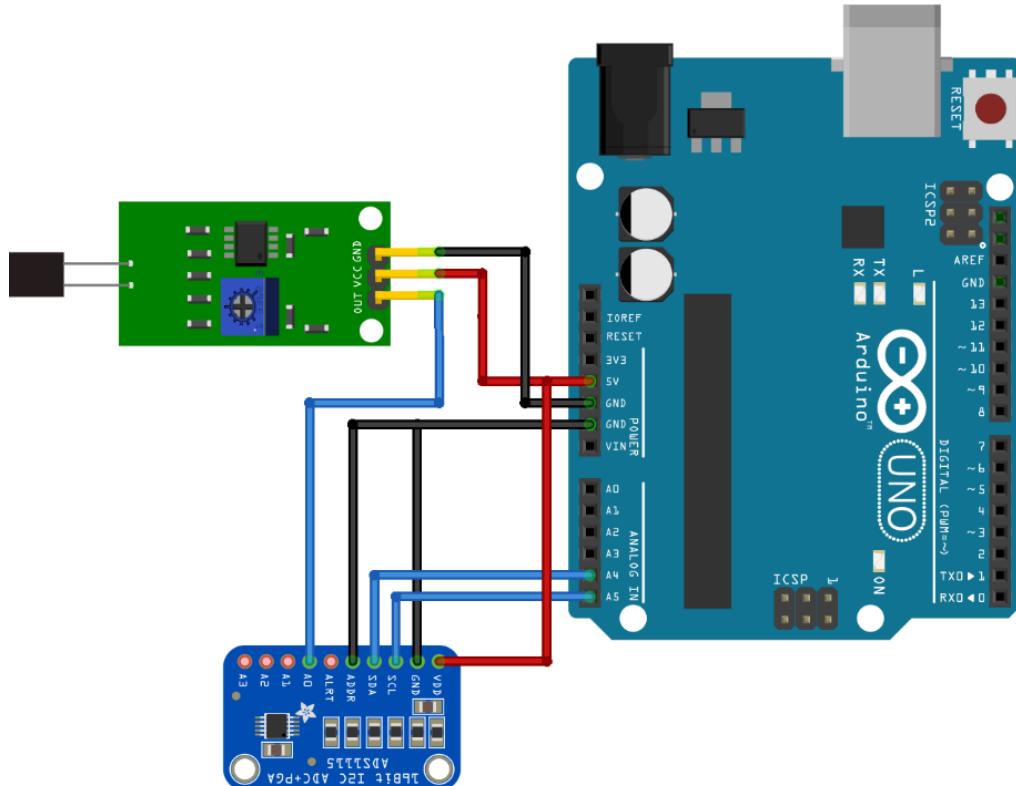
As interligações entre os componentes seguiram o esquema descrito na Tabela 2 e representado na Figura 8.

Tabela 2 – Especificações das conexões elétricas entre os componentes do sistema experimental.

Componente	Pino	Conexão
Módulo BF350-3AA	VCC	5V (Arduino Uno)
	GND	GND (Arduino Uno)
	OUT	A0 (ADS1115)
Módulo ADS1115	VDD	5V (Arduino Uno)
	GND	GND (Arduino Uno)
	SCL	A5 (Arduino Uno – I2C Serial Clock)
	SDA	A4 (Arduino Uno – I2C Serial Data)
	ADDR	GND (Endereço padrão: 0x48)

Fonte: A autora.

Figura 8 – Diagrama de conexões entre os componentes eletrônicos.



Fonte: A autora. Elaborado no Software Fritzing.

4.3 Avaliação da Resposta do Sistema sob Aplicação de Carga

Com o sistema montado, realizaram-se testes experimentais com massas conhecidas para avaliar sua resposta. As massas padrões utilizadas (1 kg, 2 kg, 3 kg e 4 kg) foram previamente verificadas em balança de precisão, com os seguintes valores reais: 1,100 kg, 1,800 kg, 2,900 kg e 4,100 kg, respectivamente. A aferição foi realizada no Laboratório de Neuromecânica e Fisioterapia/Biomecânica (LANEF), no bloco CENESP, Faculdade de Educação Física, Universidade Federal de Uberlândia (UFU).

Durante os testes, o laringoscópio foi fixado em uma estrutura estável, com a lâmina exposta para aplicação das cargas. As massas foram convertidas em peso (N), multiplicando-se pela aceleração da gravidade ($g = 9,81 \text{ m/s}^2$), resultando em 10,79 N, 17,66 N, 28,45 N e 40,22 N, respectivamente.

Cada massa foi aplicada e mantida estática por 60 segundos, garantindo uma coleta de dados contínua e estável, em procedimento similar ao descrito por De Lucca et al. (2015), como ilustrado na Figura 9.

Figura 9 – Aplicação de massas sobre a lâmina do laringoscópio fixado, durante os testes experimentais para avaliação da resposta do sistema.



Fonte: A autora.

4.4 Aquisição e Processamento dos Dados

O microcontrolador Arduino foi programado para configurar o conversor ADS1115 com faixa de entrada de $\pm 4,096$ V, realizando leituras contínuas no canal A0 e transmitindo os valores via comunicação serial. A taxa média de aquisição obtida foi de *73 samples per second (SPS)*, resultando em aproximadamente 4.417 amostras durante os 60 segundos de cada ensaio.

4.4.1 Visualização Gráfica

Para visualização dinâmica do sinal, foi desenvolvido um script em *Python*, executado no ambiente *PyCharm*. Esse *script* realiza a leitura dos dados enviados pela porta serial, convertendo-os em valores de tensão.

A exibição inclui o redimensionamento automático dos eixos com base nos valores extremos; grade de referência com baixa opacidade para facilitar a leitura; e indicação numérica do último valor no título do gráfico. Essa abordagem permitiu o monitoramento em tempo real do comportamento do sistema durante os testes de montagem e fixação.

4.4.2 Procedimentos de Coleta de Dados

Na etapa seguinte, voltada à análise quantitativa da resposta do sistema, utilizou-se outro *script Python* para aquisição contínua de dados durante 60 segundos para cada carga. Cada leitura foi armazenada com marcação temporal, garantindo a uniformidade e reproduzibilidade dos ensaios.

Os dados foram armazenados em arquivos de texto, identificados por nomes contendo a respectiva marcação de tempo. Cada arquivo contém duas colunas: tempo decorrido e valor de tensão. Esse formato padronizado facilitou a organização e associação dos dados com a carga aplicada, possibilitando o posterior processamento estatístico.

4.4.3 Análise Estatística e Modelagem Linear

Os dados registrados em cada ensaio foram processados em *Python* utilizando as bibliotecas *pandas* e *numpy*. Para cada carga, foram calculados os seguintes parâmetros: média

da tensão registrada; desvio padrão; valores mínimo e máximo observados; e total de amostras válidas.

Essas informações foram reunidas em uma tabela para análise comparativa e validação da consistência das medições. Em seguida, realizou-se uma regressão linear simples utilizando a biblioteca *scikit-learn*, relacionando a tensão elétrica média (variável independente) com o peso (variável dependente), conforme a Eq. 4.

$$Peso (N) = a * Tensão (V) + B \quad \text{Eq. (4)}$$

Nessa equação, o coeficiente angular é representado por a , enquanto b é o intercepto (*offset*), correspondente à tensão residual do sistema na ausência de carga.

O ajuste dos parâmetros foi feito pelo método dos mínimos quadrados, visando minimizar a soma dos erros quadráticos entre os valores experimentais e os previstos pelo modelo. A qualidade do ajuste foi quantificada pelo coeficiente de determinação (R^2), que expressa o grau de aderência dos dados à relação linear proposta.

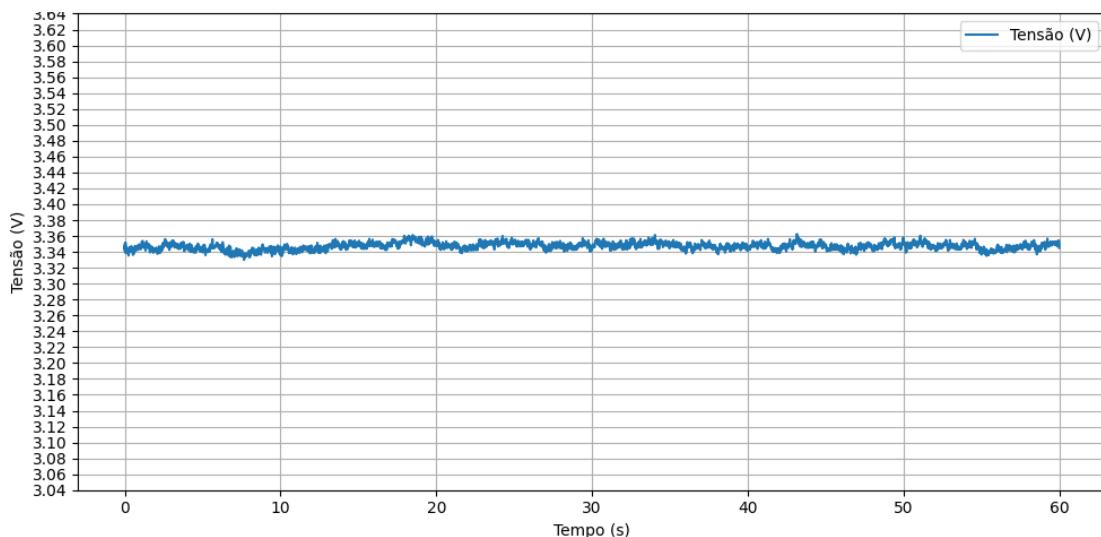
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Avaliação da Estabilidade Inicial do Sistema

Durante os testes iniciais, observaram-se problemas relacionados à fixação dos fios conectados ao *strain gauge*. Devido à alta manipulação exigida pelo laringoscópio durante o uso, foram necessários ajustes para evitar rompimentos ou desconexões. A visualização em tempo real do sinal permitiu otimizar a soldagem e o posicionamento dos fios, reduzindo interferências e ruídos provenientes de más conexões.

Após as modificações, o sistema demonstrou robustez em condições práticas, mantendo sua funcionalidade mesmo sob uso repetitivo. Em repouso, o sinal basal apresentou estabilidade em torno de 3,34 V, com pequenas flutuações, conforme ilustrado na Figura 10. Tais variações estão dentro do esperado para sistemas de medição com *strain gauges*, conforme destacado por Kreuzer (1999), que relatou que tensões de ruído podem limitar a resolução do sensor.

Figura 10 – Sinal de tensão do *strain gauge* em repouso.



Fonte: A autora.

5.2 Análise Estatística das Coletas Experimentais

Foram realizadas coletas com massas conhecidas, resultando em séries estáveis de dados ao longo de 60 segundos de aquisição contínua.

A Tabela 3 resume os parâmetros estatísticos obtidos, incluindo média, desvio padrão, valores extremos e número total de amostras válidas.

Tabela 3 – Parâmetros estatísticos das medições de tensão para diferentes massas aplicadas.

Massa (kg)	Peso (N)	Nº de Amostras	Média (V)	Desvio Padrão (V)	Mínimo (V)	Máximo (V)
0,0	0,0	4417	3.34714	0.00455	3.3300	3.3625
1,1	10,79	4418	3.36475	0.00537	3.3441	3.3798
1,8	17,66	4418	3.39138	0.00928	3.3684	3.4201
2,9	28,45	4417	3.47508	0.00453	3.4556	3.4895
4,1	40,22	4418	3.49256	0.01316	3.4546	3.5313

Fonte: A autora.

Os dados apresentaram bons níveis de estabilidade e reproduzibilidade, com desvios padrão inferiores a 0,014 V mesmo sob cargas mais elevadas. Isso indica que o circuito de condicionamento manteve desempenho estável durante as variações de carga e tempo. A exceção foi a massa de 4,1 kg, que apresentou maior dispersão (0,01316 V), possivelmente devido a instabilidades na fixação da carga.

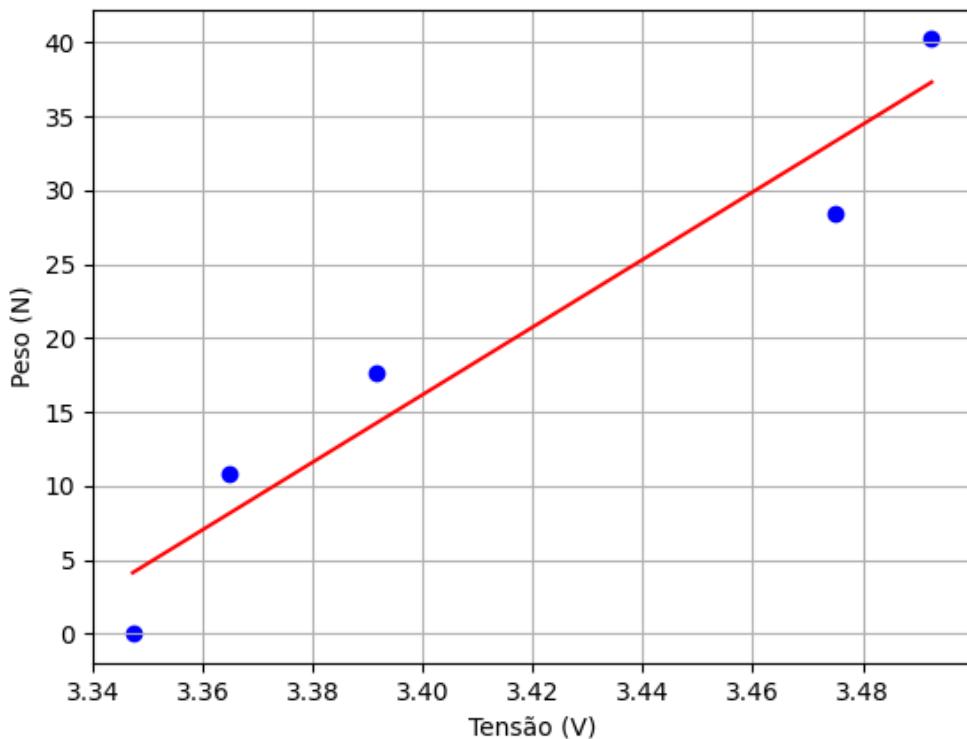
5.3 Correlação entre Tensão Elétrica e Massa Aplicada

Com base nas médias de tensão para cada massa aplicada, realizou-se uma regressão linear pelo método dos mínimos quadrados, considerando a tensão como variável independente e o peso como variável dependente. A equação ajustada é apresentada na Eq. (5).

$$Peso (N) = 228.1257 * Tensão (V) - 759.4387 \quad \text{Eq. (5)}$$

O coeficiente de determinação ($R^2 = 0,9298$) indica que o modelo linear explica 93% da variância dos dados, demonstrando uma forte correlação entre as variáveis. A Figura 11 ilustra o gráfico da regressão linear, com os pontos experimentais e a reta ajustada.

Figura 11 – Regressão linear entre tensão e peso. Pontos experimentais (azul) e reta de ajuste (vermelho), com $R^2 = 0,9298$.



Fonte: A autora.

5.4 Aplicabilidade do Sistema e Possibilidades de Aprimoramento

Estudos com instrumentos cirúrgicos relatam respostas variáveis em sensores do tipo *strain gauge*, dependendo do tipo de aplicação e do ambiente operacional. Hammond; Smith. Wood (2014), observaram uma resposta linear de aproximadamente 2,3 mV/N em pinças cirúrgicas. Em contrapartida, Da Silva; De Carvalho; Da Silva (2002), obtiveram sensibilidade de até 120 mV/N em sensores táteis flexíveis para robótica, uma diferença de sensibilidade da ordem de 52 vezes em relação aos dispositivos clínicos. Essa disparidade reforça a importância de calibrações específicas, considerando o contexto de uso e os materiais envolvidos.

Embora o protótipo desenvolvido neste trabalho não tenha sido testado em manequins simuladores, que constituem o principal foco de aplicação futura da proposta, a literatura oferece parâmetros consistentes que podem ser utilizados em etapas posteriores de validação. Bucx et al. (1992;1994), identificaram forças entre 11,2 N e 56,8 N durante laringoscopias realizadas com lâmina tipo Macintosh, considerando diferentes condições, como a presença ou

ausência de incisivos maxilares. Outros autores apontam variações significativas em função do tipo de lâmina utilizada e da experiência do operador: Rao et al. (2022) relataram valores máximos de até 31,6 N com lâmina Miller, enquanto Bishop; Harrington; Tencer (1992), observaram forças de até 55,1 N em procedimentos realizados por profissionais novatos com lâmina Macintosh. Esses dados estão sintetizados na Tabela 4 e demonstram que tanto o tipo de equipamento quanto o perfil do operador influenciam diretamente na força aplicada.

Esses resultados evidenciam a importância de considerar uma ampla faixa de forças durante o desenvolvimento de sistemas de medição aplicados à laringoscopia, bem como a necessidade de levar em conta a variação associada ao tipo de instrumento e à técnica empregada.

No presente estudo, o sistema demonstrou capacidade de detectar variações de tensão elétrica de forma estável e sensível frente à aplicação de cargas conhecidas. A análise por regressão linear simples revelou uma correlação significativa entre a tensão média e a massa aplicada ($R^2 = 0,9298$), o que indica viabilidade técnica para fins de monitoramento preliminar.

Ainda assim, o número reduzido de pontos utilizados no experimento limita a robustez da análise. Investigações futuras devem incorporar um conjunto mais abrangente de massas de referência, abrangendo a faixa descrita nos estudos supracitados, a fim de refinar a modelagem da resposta do sistema. Além disso, sugere-se a realização de uma calibração secundária, utilizando dispositivos certificados, como dinamômetros ou células de carga. Isso permitirá uma melhor comparação com valores de referência da literatura e facilitará a interpretação dos resultados em contextos educacionais e clínicos.

No contexto da simulação médica, a repetibilidade das medições é um aspecto importante (MONACH, 2012). Para isso, propõem-se ensaios complementares com repetições consecutivas da mesma carga em diferentes momentos e condições. Em relação à aplicabilidade educacional, a utilização de sensores como o aqui proposto pode contribuir para fornecer feedback quantitativo durante treinamentos, favorecendo a aprendizagem técnica e o desenvolvimento de abordagens menos traumáticas.

Adicionalmente, diversos estudos apontam que, sob condições de emergência ou em pacientes com vias aéreas difíceis, há um aumento considerável da força aplicada, mesmo entre profissionais experientes (DAVIS et al., 2023; FUKUDA et al., 2011). Esse aumento pode gerar complicações hemodinâmicas, como relatado por Russotto et al., (2021), sendo assim, o uso de feedback em tempo real durante o treinamento pode auxiliar no controle motor sob estresse.

Tabela 4 – Forças aplicadas em diferentes técnicas de laringoscopia (valores em Newtons).

Autor (Ano)	Tipo de Lâmina	Força Máx. (N)	Força Média (N)	Condições	Tipo de força	Método de Medida
BUCX et al. (1992)	Macintosh	35,0	20,0	-	Força paralela ao eixo do cabo	<i>Strain gauges</i>
BUCX et al. (1994)	Macintosh	49,1	27,8	Pacientes com incisivos maxilares	Força aplicada nos incisivos	<i>Strain gauges</i>
		21,0	11,2	Pacientes sem incisivos maxilares		
BUCX et al. (1994)	Macintosh	56,8	34,1	Pacientes com incisivos maxilares	Força aplicada na língua	<i>Strain gauges</i>
		33,5	20,4	Pacientes sem incisivos maxilares		
RAO et al. (2022)	Miller	31,6	15,8	Aplicação por especialistas	Força exercida através da lâmina	Sensor de torque
	Macintosh	24,5	13,6			
BISHOP; HARRINGTON; TENCER (1992)	Macintosh	43,2	22,3	Aplicação por especialistas	Força no plano sagital	<i>Strain gauges</i>
		55,1	28,8	Aplicação por novatos		

Fonte: A autora.

Diante disso, o sistema desenvolvido mostra-se promissor como ferramenta experimental para monitoramento de esforço em laringoscopia. Para aplicação em contextos educacionais simulados mais avançados, e eventual adaptação a ambientes clínicos controlados, recomenda-se o desenvolvimento de versões refinadas, com encapsulamento biocompatível, melhoria na fixação do sensor e validações sistemáticas em manequins.

6 CONCLUSÃO

O sistema experimental desenvolvido, composto por um *strain gauge* integrado ao laringoscópio, atendeu ao objetivo de registrar e analisar a variação de tensão elétrica associada à aplicação de cargas conhecidas. Os resultados obtidos demonstraram que o dispositivo é capaz de fornecer medições estáveis e reproduutíveis, apresentando boa correlação linear entre a tensão elétrica registrada e a massa aplicada. O circuito eletrônico mostrou-se robusto e o método de aquisição de dados permitiu a obtenção de séries confiáveis para análise estatística.

Entre as limitações do trabalho, destaca-se o número reduzido de pontos experimentais e a ausência de calibração cruzada. Além disso, não foram realizados testes em manequins simuladores, que representam o contexto real de aplicação do dispositivo em treinamentos médicos. Essas limitações, no entanto, não comprometem a viabilidade técnica do sistema, mas apontam para a necessidade de aprimoramentos em estudos futuros.

Recomenda-se, para as próximas etapas, a ampliação da faixa de cargas testadas, a realização de calibração secundária com instrumentos certificados e a validação do sistema em ambientes simulados. A utilização do dispositivo em treinamentos poderá contribuir para a avaliação objetiva do desempenho técnico, auxiliando na identificação de padrões de força inadequados que podem estar associados a complicações clínicas.

Em síntese, o trabalho cumpriu sua proposta de desenvolver e avaliar um sistema experimental para medição de força em laringoscopia, fornecendo uma base para futuras aplicações em ensino, pesquisa e aprimoramento de técnicas médicas.

REFERÊNCIAS

ALVARADO, A. C.; PANAKOS, P. Endotracheal Tube Intubation Techniques. *StatPearls*, 10 jul. 2023.

ARANHA, N. et al. A lei de Hooke e as molas não-lineares, um estudo de caso. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, v. 38, n. 4, p. e4305, 2016.

BISHOP, M. J.; HARRINGTON, R. M.; TENCER, A. F. Force applied during tracheal intubation. *Anesthesia and Analgesia*, v. 74, n. 3, p. 411-414, 1992.

BUCX, M. J. L. et al. Measurement of forces during laryngoscopy. *Anaesthesia*, v. 47, n. 4, p. 348-351, 1992.

BUCX, M. J. L. et al. Forces acting on the maxillary incisor teeth during laryngoscopy using the Macintosh laryngoscope. *Anaesthesia*, v. 49, n. 12, p. 1064-1070, 1994.

CARASSITI, M. et al. Force and pressure distribution using Macintosh and GlideScope laryngoscopes in normal and difficult airways: A manikin study. *British Journal of Anaesthesia*, v. 108, n. 1, p. 146-151, 2012.

CARVALHO, L. et al. New Trends in Dental Biomechanics with Photonics Technologies. *Applied Sciences*, v. 5, n. 4, p. 1350-1378, 2015.

CAVALCANTE, A. et al. Validade e confiabilidade da força de preensão manual avaliada com um dinamômetro de baixo custo. *Revista Remecs*, v. 8, n. 14, p. 120-129, 2023.

COLLINS, S. R. Direct and indirect laryngoscopy: Equipment and techniques. *Respiratory Care*, v. 59, n. 6, p. 850-864, 2014.

CORREA, J. B. B. Efeito dos diferentes equipamentos para laringoscopia e intubação traqueal sobre os movimentos angulares da coluna cervical em pacientes adultos anestesiados. 2018. Tese (Doutorado em Medicina) - Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 2018.

CULLINGTON, D. W.; HOAR, M. C. P. Correcting for the effects of temperature on strain gauges: use of computer-logger on Milford Haven Bridge project. *Strain*, v. 11, n. 3, p. 99-103, 1975.

DA SILVA, J. G.; DE CARVALHO, A. A.; DA SILVA, D. D. A strain gauge tactile sensor for finger-mounted applications. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, v. 51, n. 1, p. 18-22, 2002.

DAVIS, G. et al. Quantifying Intubation Forces on Incisors and Tongue Base Across Exposure Difficulty and Experience in a Simulator. *Cureus*, v. 15, n. 7, p. e41611, 2023.

DE LUCCA, G. et al. Análise das tensões e deformações por meio de extensometria em uma ferramenta de estampagem incremental. In: SENAFOR – *International Forging Conference*, 35., 2015, Porto Alegre. Anais [...]. Porto Alegre: SENAFOR, 2015.

DOS SANTOS, D. A.; SOARES, A. M. DE S.; TUPINAMBÁ, W. L. M. Development of a Portable Data Acquisition System for Extensometry. *Experimental Techniques*, v. 46, n. 4, p. 723-730, 2022.

EHRMANN, G. et al. Measuring biosignals with single circuit boards. *Bioengineering*, v. 9, n. 2, p. 84, 2022. DOI: 10.3390/bioengineering9020084.

ELENDU, C. et al. The impact of simulation-based training in medical education: A review. *Medicine*, v. 103, n. 27, p. e38813, 2024.

FRITZING. Fritzing: software para prototipagem eletrônica. Versão 1.0.5. Disponível em: <https://fritzing.org>. Acesso em: 03 abr. 2025.

FUKUDA, T. et al. Forces applied to the maxillary incisors during tracheal intubation and dental injury risks of intubation by beginners: A manikin study. *Acta Anaesthesiologica Taiwanica*, v. 49, n. 1, p. 12-15, 2011.

GALVÃO, R. K. H. et al. Estudo comparativo sobre filtragem de sinais instrumentais usando transformadas de Fourier e Wavelet. *Química Nova*, v. 24, n. 6, p. 874-884, 2001.

GARCIA, J. et al. Assessment of competency during orotracheal intubation in medical simulation. *British Journal of Anaesthesia*, v. 115, n. 2, p. 302-307, 2015.

GIL, B. et al. Miniaturized Piezo Force Sensor for a Medical Catheter and Implantable Device. *ACS Applied Electronic Materials*, v. 2, n. 8, p. 2669-2677, 2020. DOI: 10.1021/acsaelm.0c00479

HAMMOND, F. L.; SMITH, M. J.; WOOD, R. J. Printing Strain Gauges on Surgical Instruments for Force Measurement. *Journal of Medical Devices*, v. 8, n. 3, p. 030935, 2014.

HANSEL, J. et al. Videolaryngoscopy versus direct laryngoscopy for adults undergoing tracheal intubation. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, n. 4, p. CD011136, 2022.

HASTINGS, R. H. et al. Force and Torque Vary Between Laryngoscopists and Laryngoscope Blades. *Anesthesia & Analgesia*, v. 82, n. 3, p. 462-468, 1996.

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, 2014.

JIANG, X.; BIAN, G. B.; TIAN, Z. Removal of Artifacts from EEG Signals: A Review. *Sensors*, v. 19, n. 5, p. 987, 2019.

KALINOWSKI, A. et al. Análise biomecânica de um aparelho de fixador externo em um fêmur instrumentado com sensores ópticos. *Brazilian Journal of Health Review*, v. 6, n. 6, p. 32449-32453, 2023.

KREUZER, M. High-precision measuring technique for strain gauge transducers. *Internal publication of Hottinger Baldwin Messtechnik*, Darmstadt, 1999.

LEBOSSÉ, C. et al. Modeling and evaluation of low-cost force sensors. *IEEE Transactions on Robotics*, v. 27, n. 4, p. 815-822, 2011.

LUCIDCHART. Lucidchart: ferramenta online para criação de diagramas. Disponível em: <https://www.lucidchart.com>. Acesso em: 03 abr. 2025.

MAGALHÃES, R. R. Avaliação do uso da extensometria na análise de tensões residuais de soldagem. 2016. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal da Bahia, Salvador, 2016.

MALIK, D.; HNATKOVA, K.; MALIK, M. Conversion of Analog Signals into Computer Oriented Data. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, v. 18, n. 10, p. 1947-1951, 1995.

MARCELINO, M. L. et al. Aplicação da ponte de Wheatstone com extensômetros elétricos: instrumentação de um link para medições das forças de tração e compressão. *Revista Científica Semana Acadêmica*, n. 000128, 2018.

MARCOS, M. F. B. et al. Challenges of Airway Management in Emergency Situations: A Literature Review. *Biomedical Journal of Scientific & Technical Research*, v. 6, n. 1, p. 1-3, 2018.

MCENTEGGART, I. Extensometers. In: **Springer Handbook of Experimental Solid Mechanics**. Boston: Springer, 2008. p. 335-346.

MCINTYRE, J. W. R. Laryngoscope design and the difficult adult tracheal intubation. *Canadian Journal of Anaesthesia*, v. 36, n. 1, p. 94-98, 1989.

MONACH, P. A. Repeating Tests: Different Roles in Research Studies and Clinical Medicine. *Biomarkers in Medicine*, v. 6, n. 5, p. 691-703, 2012.

MOTA, L. A. A.; DE CAVALHO, G. B.; BRITO, V. A. Laryngeal complications by orotracheal intubation: Literature review. *International Archives of Otorhinolaryngology*, v. 16, n. 2, p. 236-245, 2012.

NAIR, S. et al. Designing of Digital Processing System Using ADS1115 and Arduinouno. *Physics Education*, v. 36, 2020.

OZGUR, C. et al. MatLab vs. Python vs. R. *Journal of Data Science*, v. 15, p. 355-372, 2022.

PEEKEL, C. Do we measure strain when we measure strain? *Strain*, v. 8, n. 3, p. 112-116, 1972.

PIETERS, B. M. et al. Pioneers of laryngoscopy: indirect, direct and video laryngoscopy. *Anaesthesia and Intensive Care*, v. 43, Suppl. 1, p. 4-11, 2015.

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, 2022.

RASSAM, S. et al. A comparison of 20 laryngoscope blades using an intubating manikin: visual analogue scores and forces exerted during laryngoscopy. *Anaesthesia*, v. 60, n. 4, p. 384-394, 2005.

REGTIEN, P. et al. **Measurement science for engineers**. Amsterdam: Elsevier, 2004.

RESNICK-AULT, D.; GANDOTRA, S.; GAILLARD, J. P. POINT: Direct Laryngoscopy: The Building Block to Airway Expertise? Yes. *Chest*, v. 165, n. 6, p. 1296-1297, 2024.

RUSSOTTO, V. et al. Intubation practices and adverse peri-intubation events in critically ill patients from 29 countries. *JAMA*, v. 325, n. 12, p. 1164-1172, 2021.

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, p. 1-9, 2018.

SILVA, A. L. et al. A study of strain and deformation measurement using the Arduino microcontroller and strain gauges devices. *Revista Brasileira de Ensino de Física*, v. 41, n. 3, p. e20180206, 2019.

SILVA, R. K. Medição indireta de torque de motor elétrico usando técnicas de extensometria. 2018. Disponível em: [\[https://bdta.abcd.usp.br/directbitstream/42b7395b-acac-4902-85e3-d2a389ea3afd/Silva_Kawano_Rafael_tcc.pdf\]](https://bdta.abcd.usp.br/directbitstream/42b7395b-acac-4902-85e3-d2a389ea3afd/Silva_Kawano_Rafael_tcc.pdf). Acesso em: 04 abr. 2025.

TARASI, P. G. et al. Endotracheal intubation skill acquisition by medical students. *Medical Education Online*, v. 16, n. 1, p. 7309, 2011.

TODD, M. D. Sensor data acquisition systems and architectures. In: **Sensor Technologies for Civil Infrastructures**. Cambridge: Woodhead, 2014. p. 19-49.

WANG, H. E. et al. Paramedic intubation errors: isolated events or symptoms of larger problems? *Health Affairs*, v. 25, n. 2, p. 501-509, 2006.

WANG, J. Design and implementation of an impedance analyzer based on Arduino Uno: A pilot study of bioelectrical impedance analysis. 2015.

WU, T. et al. Biomedical Data Visualization: Methods and Applications. *Frontiers in Genetics*, v. 13, p. 890775, 2022.

YANG, S.; LU, N. Gauge factor and stretchability of silicon-on-polymer strain gauges. *Sensors*, v. 13, n. 7, p. 8577-8594, 2013.

YAU, S. Y. et al. Does seniority always correlate with simulated intubation performance? Comparing endotracheal intubation performance across medical students, residents, and physicians using a high-fidelity simulator. *PLoS ONE*, v. 16, n. 9, p. e0257969, 2021.

YONG, S. A. et al. Video assisted laryngoscope facilitates intubation skill learning in the emergency department. *Journal of Acute Medicine*, v. 10, n. 2, p. 60, 2020.

ZAMORA, J. E. et al. Laryngoscope manipulation by experienced versus novice laryngoscopists. *Canadian Journal of Anesthesia*, v. 61, n. 12, p. 1075-1083, 2014.

ZHAO, Y. et al. Dependence of gauge factor on micro-morphology of sensitive grids in resistive strain gauges. *Micromachines*, v. 13, n. 2, p. 280, 2022.

APÊNDICE A – CÓDIGO DO ARDUINO

```
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_ADS1X15.h>

Adafruit_ADS1115 ads;

void setup() {
    Serial.begin(115200);

    if (!ads.begin()) {
        Serial.println("Falha ao inicializar o ADS1115");
        while (1);
    }

    ads.setGain(GAIN_ONE);
}

void loop() {

    int16_t leituraRaw = ads.readADC_SingleEnded(0);

    float tensao = leituraRaw * 4.096F / 32768.0F;

    Serial.println(tensao, 4);

}
```

APÊNDICE B – CÓDIGO EM PYTHON PARA VISUALIZAÇÃO DOS DADOS EM TEMPO REAL

```

import serial
import time
import matplotlib.pyplot as plt
import matplotlib.animation as animation
from collections import deque

import matplotlib

matplotlib.use('TkAgg')

ser = serial.Serial("COM3", 115200, timeout=0.1)
ser.flushInput()
print(f"Conectado a {ser.port}")

fig, ax = plt.subplots(figsize=(12, 6))
max_points = 1000
tempo = deque(maxlen=max_points)
dados = deque(maxlen=max_points)
start_time = time.time()

def clean_serial_value(raw_str):
    return ''.join(c for c in raw_str if c.isdigit() or c == '.' or c == '-')

def update(frame):
    while ser.in_waiting > 0:
        try:
            raw_line = ser.readline().decode('ascii', errors='ignore').strip()

            if raw_line:
                cleaned = clean_serial_value(raw_line)

                if cleaned:
                    valor = float(cleaned)
                    t = time.time() - start_time

                    tempo.append(t)
                    dados.append(valor)

        except:
            pass

```

```
dados.append(valor)

    ax.clear()
    ax.plot(tempo, dados, 'r-', linewidth=1)
    ax.set_title(f"Tensão: {valor:.4f} V")
    ax.set_xlabel("Tempo (s)")
    ax.set_ylabel("Tensão (V)")
    ax.grid(True, alpha=0.3)

    if len(tempo) > 1:
        ax.set_xlim(tempo[0], tempo[-1])
        y_margin = max(0.1, (max(dados) - min(dados)) * 0.2)
        ax.set_ylim(min(dados) - y_margin, max(dados) +
y_margin)

    except ValueError:
        print(f"Dado ignorado: '{raw_line}'")
    except Exception as e:
        print(f"Erro: {e}")

try:
    ani = animation.FuncAnimation(
        fig, update, interval=20, cache_frame_data=False
    )
    plt.tight_layout()
    plt.show()

except KeyboardInterrupt:
    pass
finally:
    ser.close()
    print("Conexão serial encerrada")
```

APÊNDICE C – CÓDIGO EM PYTHON PARA A COLETA DE DADOS

```

import serial
import time
import os

porta_serial = "COM3"
baud_rate = 115200
ser = serial.Serial(porta_serial, baud_rate, timeout=1)
time.sleep(2)

tempo_coleta = 60

timestamp = time.strftime("%Y-%m-%d_%H-%M-%S")
arquivo = f"coletateste_{timestamp}.txt"
caminho = os.path.abspath(arquivo)

with open(arquivo, "w") as f:
    f.write("# Tempo(s), Tensão(V)\n")

print(f"Coletando dados por {tempo_coleta} segundos...")
print(f"Salvando em: {caminho}")

inicio_tempo = time.time()

try:
    while True:
        tempo_atual = time.time() - inicio_tempo
        if tempo_atual >= tempo_coleta:
            break

        if ser.in_waiting > 0:
            linha = ser.readline().decode('utf-8').strip()
            try:
                valor = float(linha)
                with open(arquivo, "a") as f:
                    f.write(f"{tempo_atual:.3f}, {valor:.4f}\n")
                print(f"{tempo_atual:.3f}s: {valor:.4f} V")
            except ValueError:
                print(f"Valor inválido: {valor}")

```

```
        except ValueError:
            continue
        except KeyboardInterrupt:
            print("\n Coleta interrompida pelo usuário.")
        finally:
            ser.close()
            print("Coleta finalizada.")
            print(f"Arquivo salvo em: {caminho}")
```

APÊNDICE D – CÓDIGO EM PYTHON PARA CÁLCULO DOS PARÂMETROS ESTATÍSTICOS

```

import pandas as pd

dados_calibracao = {
    "arquivo1.txt": 0.0 * 9.81,
    "arquivo2.txt": 1.1 * 9.81,
    "arquivo3.txt": 1.8 * 9.81,
    "arquivo4.txt": 2.9 * 9.81,
    "arquivo5.txt": 4.1 * 9.81
}

resultados = []

for arquivo, peso_N in dados_calibracao.items():
    try:
        try:
            df = pd.read_csv(arquivo, comment='#', names=["Tempo", "Tensao"],
encoding='utf-8')
        except UnicodeDecodeError:
            df = pd.read_csv(arquivo, comment='#', names=["Tempo", "Tensao"],
encoding='latin-1')

            df = df.dropna()
            df["Tensao"] = pd.to_numeric(df["Tensao"], errors='coerce')
            df = df.dropna(subset=["Tensao"])

        if len(df) == 0:
            print(f"Arquivo {arquivo} não contém dados válidos")
            continue

        media = df["Tensao"].mean()
        desvio = df["Tensao"].std()

        resultados.append({
            "Arquivo": arquivo,
            "Peso (N)": f"{peso_N:.2f}",
        })
    except:
        print(f"Erro ao processar o arquivo {arquivo}")

```

```
    "Tensão Média (V)": f"{media:.5f}",
    "Desvio Padrão (V)": f"{desvio:.5f}",
    "Amostras": len(df)
)
except Exception as e:
    print(f"Erro ao processar {arquivo}: {str(e)}")

if resultados:
    df_resultados = pd.DataFrame(resultados)
    print("\nRESULTADOS DA CALIBRAÇÃO (PESO EM NEWTONS):")
    print(df_resultados.to_string(index=False))
else:
    print("Nenhum dado válido foi processado.")
```

APÊNDICE E – CÓDIGO EM PYTHON PARA REGRESSÃO LINEAR

```

import pandas as pd
import numpy as np
from sklearn.linear_model import LinearRegression
import matplotlib.pyplot as plt
import warnings

warnings.filterwarnings('ignore')

arquivos = {
    "arquivo1.txt": 0.0 * 9.81,
    "arquivo2.txt": 1.1 * 9.81,
    "arquivo3.txt": 1.8 * 9.81,
    "arquivo4.txt": 2.9 * 9.81,
    "arquivo5.txt": 4.1 * 9.81
}

tensoes = []
pesos = []

for arquivo, peso_N in arquivos.items():
    try:
        try:
            df = pd.read_csv(arquivo, comment='#', names=["Tempo", "Tensao"],
encoding='utf-8')
        except:
            try:
                df = pd.read_csv(arquivo, comment='#', names=["Tempo",
"Tempo"], encoding='latin-1')
            except Exception as e:
                print(f"Erro ao ler {arquivo}: {str(e)}")
                continue

            df["Tensao"] = pd.to_numeric(df["Tensao"], errors='coerce')
            df = df.dropna()

        if len(df) > 0:
            tensoes.append(df["Tensao"].mean())
    except:
        print(f"Erro ao ler {arquivo}: {str(e)}")

```

```
    pesos.append(peso_N)
    print(f"Processado: {arquivo}")
else:
    print(f"Arquivo vazio ou sem dados válidos: {arquivo}")

except Exception as e:
    print(f"Erro inesperado com {arquivo}: {str(e)}")

if len(tensoes) < 2:
    print("Número insuficiente de pontos para regressão!")
    exit()

X = np.array(tensoes).reshape(-1, 1)
y = np.array(pesos)

modelo = LinearRegression()
modelo.fit(X, y)

print("\nResultados da Regressão:")
print(f"Equação: Peso(N) = {modelo.coef_[0]:.4f} * Tensão(V) +
{modelo.intercept_:.4f}")
print(f"Coeficiente R²: {modelo.score(X, y):.4f}")

plt.scatter(X, y, color='blue')
plt.plot(X, modelo.predict(X), color='red')
plt.xlabel("Tensão (V)")
plt.ylabel("Peso (N)")
plt.grid(True)
plt.show()
```