



DÉCIO ANTÔNIO MENDONÇA

**SISTEMA INTEGRADO DE MONITORAMENTO DE
PRESSÕES EM ÓRTESES CRANIANAS PEDIÁTRICAS**

**LAVRAS – MG
2025**

DÉCIO ANTÔNIO MENDONÇA

**SISTEMA INTEGRADO DE MONITORAMENTO DE PRESSÕES EM ÓRTESES
CRANIANAS PEDIÁTRICAS**

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Lavras, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas e Automação, área de concentração em Automação e Instrumentação de Sistemas, para a obtenção do título de Mestre.

Orientador

Prof. DSc. Sandro Pereira da Silva

Coorientador

Prof. DSc. Filipe Augusto Gaio de Oliveira

**LAVRAS – MG
2025**

Mendonça, Décio Antônio

Sistema integrado de monitoramento de pressões em órteses
cranianas pediátricas/ Décio Antônio Mendonça. – Lavras :
UFLA, 2025.

75 p. : il.

Dissertação–Universidade Federal de Lavras, 2025. Orientador:
Prof. DSc. Sandro Pereira da Silva.

Bibliografia.

1. TCC. 2. Monografia. 3. Dissertação. 4. Tese. 5. Trabalho
Científico – Normas. I. Universidade Federal de Lavras. II.
Título.

DÉCIO ANTÔNIO MENDONÇA

**SISTEMA INTEGRADO DE MONITORAMENTO DE PRESSÕES EM ÓRTESES
CRANIANAS PEDIÁTRICAS**

**INTEGRATED SYSTEM FOR PRESSURE MONITORING IN PEDIATRIC
CRANIAL ORTHOSES**

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Lavras, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas e Automação, área de concentração em Automação e Instrumentação de Sistemas, para a obtenção do título de Mestre.

Documento assinado digitalmente



SANDRO PEREIRA DA SILVA
Data: 07/01/2026 11:05:14-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

APROVADA em 08 de outubro de 2025.

Prof. DSc. Sandro Pereira da Silva	UFLA
Profa. DSc. Joelma Rezende Durão Pereira	UFLA
Prof. DSc Filipe Augusto Gaio de Oliveira	UFLA
Prof. DSc Evandro Pereira da Silva	Unilavras

Orientador

Prof. DSc. Sandro Pereira da Silva

Coorientador

Prof. DSc. Filipe Augusto Gaio de Oliveira

**LAVRAS – MG
2025**

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal de Lavras (UFLA), minha casa acadêmica, agradeço pelo ambiente fértil que nutriu tanto a curiosidade quanto o rigor científico necessários para este trabalho.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), minha gratidão pelo apoio financeiro e pela confiança depositada na pesquisa como motor de transformação social.

À memória de meu pai, Antônio, que mesmo ausente fisicamente continua sendo farol de coragem; e à minha mãe, Mirtes, pelo amor incondicional e pelas orações silenciosas que sustentaram cada passo desta caminhada.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Sandro Pereira da Silva, obrigado pela paciência, pelas críticas certas e pela confiança que me permitiu crescer como pesquisador. Seu entusiasmo foi bússola e vento nas velas.

Ao Prof. Dr. Filipe Augusto Gaio de Oliveira, cuja disciplina e profundidade intelectual afiaram minha metodologia e ampliaram meu horizonte de perguntas, obrigado por cada *insight* generoso.

Ao meu grande amigo Alex Jhow, que, mesmo atuando de outra área, mostrou-me que a pesquisa e a docência podem (e devem) caminhar juntas. Sua paixão pelo ensino foi inspiração para que eu seguisse esse rumo.

Aos colegas de laboratório, do trabalho, técnicos, amigos e familiares que ofereceram palavras de incentivo, revisões de última hora ou simplesmente companhia em noites longas, deixo meu sincero agradecimento. Cada gesto compôs esta travessia.

Por fim, a Deus, pela vida, pela força e pelo horizonte que se abre para além desta etapa acadêmica.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

“Os milagres não acontecem para quem desiste.”.
(Autor Desconhecido)

RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento e a validação experimental de um sistema sensorial de pressão baseado no material piezoresistivo Velostat®, destinado à integração em órteses cranianas utilizadas no tratamento de plagiocefalia e braquicefalia. Essas deformidades, associadas ao posicionamento prolongado em decúbito dorsal, têm se tornado cada vez mais frequentes nas últimas décadas, demandando soluções clínicas que garantam maior eficácia e segurança. O sistema proposto incorpora sensores de alta sensibilidade ao capacete ortopédico, possibilitando o monitoramento com latência inferior a 100ms da distribuição de pressões exercidas sobre o crânio. Ensaio laboratoriais foram conduzidos para caracterizar as propriedades elétricas do Velostat®, avaliando sua linearidade, histerese, deriva e tempo de resposta. Os resultados indicaram desempenho compatível com aplicações biomédicas, confirmando a viabilidade do material para monitoramento contínuo e contribuindo para maior segurança no tratamento ortopédico. A proposta representa um avanço em direção à personalização e modernização de dispositivos pediátricos, com potencial de aplicação em contextos clínicos especializados.

Palavras-chave: Plagiocefalia. Braquicefalia. Velostat®. Arduino. Engenharia biomédica.

ABSTRACT

This work presents the development and experimental validation of a pressure sensing system based on the piezoresistive material Velostat®, designed for integration into cranial orthoses used in the treatment of plagiocephaly and brachycephaly. These deformities, associated with prolonged supine positioning, have become increasingly frequent in recent decades, requiring clinical solutions that ensure greater efficacy and safety. The proposed system incorporates high-sensitivity sensors into the orthopedic helmet, enabling pressure distribution monitoring on the skull with latency below 100 ms. Laboratory tests were conducted to characterize the electrical properties of Velostat®, assessing its linearity, hysteresis, drift, and response time. The results indicated performance compatible with biomedical applications, confirming the feasibility of the material for continuous monitoring and contributing to increased safety in orthopedic treatment. The proposal represents progress toward the personalization and modernization of pediatric devices, with potential application in specialized clinical contexts.

Keywords: Plagiocephaly. Brachycephaly. Velostat®. Arduino. Biomedical engineering.

INDICADORES DE IMPACTO

Este trabalho desenvolveu e validou, em estágio de protótipo, a integração de sensores a um capacete terapêutico para o tratamento de deformidades cranianas, apontando a viabilidade de monitoramento contínuo de pressão e de ajustes personalizados ao longo do processo de remodelação craniana infantil. Embora ainda não tenha sido aplicado clinicamente, o potencial de impacto é relevante: a plagiocefalia é uma das principais deformidades cranianas da infância, com prevalência estimada em até 12% dos recém-nascidos, o que corresponde a centenas de milhares de bebês a cada ano no Brasil (Huang et al., 1998; Robinson; Proctor, 2009; Collett et al., 2019). A adoção de tecnologias de monitoramento pode contribuir para ampliar a segurança e a eficácia das órteses cranianas, oferecendo subsídios tanto para profissionais de saúde quanto para familiares em diferentes contextos de cuidado — sejam eles públicos ou privados, no Brasil ou em outros países. Inicialmente, os cenários prioritários de aplicação incluem serviços de reabilitação pediátrica e clínicas especializadas em deformidades craniofaciais. O projeto envolveu três docentes, dois discentes de pós-graduação, três discentes de graduação e um técnico de laboratório, configurando contribuição simultânea às áreas temáticas Saúde e Tecnologia e Produção, previstas na Política Nacional de Extensão. A pesquisa também se alinha a diferentes Objetivos de Desenvolvimento Sustentável (ODS) da ONU: ODS 3 (Saúde e Bem-Estar), ao propor inovação para prevenção de sequelas funcionais; ODS 9 (Indústria, Inovação e Infraestrutura), ao fomentar o desenvolvimento tecnológico em dispositivos biomédicos; ODS 10 (Redução das Desigualdades), ao ampliar a possibilidade de acesso a terapias eficazes; ODS 12 (Consumo e Produção Responsáveis), ao estimular soluções de maior eficiência e sustentabilidade; e ODS 17 (Parcerias e Meios de Implementação), ao fortalecer a cooperação entre universidade, serviços de saúde e setores produtivos. O avanço para estudos clínicos poderá consolidar a escalabilidade da proposta, com perspectivas concretas de impacto social, tecnológico e científico no curto e médio prazo.

IMPACT INDICATORS

This work developed and validated, at the prototype stage, the integration of sensors into a therapeutic helmet for the treatment of cranial deformities, demonstrating the feasibility of continuous pressure monitoring and personalized adjustments throughout the infant cranial remodeling process. Although it has not yet been clinically applied, the potential impact is significant: plagiocephaly is one of the main cranial deformities in childhood, with a prevalence estimated at up to 12% of newborns, which corresponds to hundreds of thousands of babies each year in Brazil (Huang et al., 1998; Robinson; Proctor, 2009; Collett et al., 2019). The adoption of monitoring technologies may contribute to enhancing the safety and effectiveness of cranial orthoses, providing support for healthcare professionals as well as families in different care settings — whether public or private, in Brazil or in other countries. Initially, priority application scenarios include pediatric rehabilitation services and specialized craniofacial clinics. The project involved three faculty members, two graduate students, three undergraduate students, and one laboratory technician, representing a simultaneous contribution to the thematic areas of Health and Technology and Production, as defined by the National Extension Policy. The research is also aligned with several United Nations Sustainable Development Goals (SDGs): SDG 3 (Good Health and Well-being), by proposing innovation for the prevention of functional sequelae; SDG 9 (Industry, Innovation, and Infrastructure), by fostering technological development in biomedical devices; SDG 10 (Reduced Inequalities), by expanding the possibility of access to effective therapies; SDG 12 (Responsible Consumption and Production), by encouraging more efficient and sustainable solutions; and SDG 17 (Partnerships for the Goals), by strengthening cooperation among universities, healthcare services, and productive sectors. Advancing to clinical studies may consolidate the scalability of this proposal, with concrete prospects for social, technological, and scientific impact in the short and medium term.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 – Plagiocefalia e Braquicefalia.	19
Figura 2.2 – Bebê com órtese craniana.	22
Figura 2.3 – Estrutura interna – Velostat®.	24
Figura 2.4 – Representação esquemática de um divisor de tensão.	29
Figura 3.1 – Eletrodos.	36
Figura 3.2 – Circuito de testes montado.	36
Figura 3.3 – Esquema de ligações elétricas.	37
Figura 3.4 – Parafusos e porcas usados como corpo de prova.	37
Figura 4.1 – Curva de calibração semi-log do sensor.	42
Figura 4.2 – Gráfico de paridade pressão real $\times$ estimada.	44
Figura 4.3 – Loops de histerese do sensor A0.	47
Figura 4.4 – Drift A0.	48
Figura 4.5 – Resposta ao degrau de pressão.	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Propriedades do material sensor.	23
Tabela 2.2 – Caracterização mecânica e elétrica do Velostat®.	26
Tabela 3.1 – Materiais utilizados na construção do protótipo-sensor.	35
Tabela 3.2 – Ensaio mecânicos e funcionais planejados.	40
Tabela 4.3 – Erros de calibração do sensor (pré e pós equalização).	44

LISTA DE QUADROS

Quadro 4.2 – Parâmetros de calibração do sensor.	43
---	----

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	REFERENCIAL TEÓRICO	18
2.1	PLAGIOCEFALIA E BRAQUICEFALIA	18
2.1.1	CAUSAS E FATORES DE RISCO	18
2.1.2	DIAGNÓSTICO E IMPACTO FUNCIONAL	19
2.1.3	EFEITOS	20
2.2	TRATAMENTOS ATUAIS: LIMITAÇÕES E LACUNAS TECNOLÓGICAS	20
2.2.1	ABORDAGENS CONSERVADORAS	21
2.2.2	ÓRTESES CRANIANAS	21
2.3	SENSOR TÁTIL DE PRESSÃO: VELOSTAT®	22
2.3.1	APLICAÇÕES MÉDICAS DO VELOSTAT®	24
2.3.2	CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS E CALIBRAÇÃO	26
2.3.3	TEMPO DE RESPOSTA E HISTERESE	27
2.3.4	APLICAÇÕES BIOMÉDICAS E POTENCIAL EM ÓRTESES CRANIANAS	27
2.4	DIVISORES DE TENSÃO RESISTIVOS	28
2.4.1	APLICAÇÕES EM INSTRUMENTAÇÃO COM SENSORES PIEZORESISTIVOS	30
2.5	MICROCONTROLADOR: ARDUINO	30
2.5.1	VELOSTAT® E PLATAFORMA ARDUINO EM DISPOSITIVOS MÉDICOS	32
3	MATERIAIS E MÉTODOS	33
3.1	PLANEJAMENTO EXPERIMENTAL	33
3.2	MATERIAIS – EQUIPAMENTOS E SOFTWARE	34
3.3	MÉTODOS DE PREPARAÇÃO	35
3.3.1	MONTAGEM DO CIRCUITO	35
3.3.2	PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO	37
3.3.3	AJUSTE DE CURVA	38
3.3.4	ENSAIOS MECÂNICOS E FUNCIONAIS	40
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	42
4.1	CALIBRAÇÃO PRESSÃO–TENSÃO DO SENSOR	42
4.2	LINEARIDADE E ERRO DE NÃO-LINEARIDADE (ENL)	45
4.3	HISTERESE (CARGA/DESCARGA)	46
4.4	DERIVA TEMPORAL	47
4.5	TEMPO DE RESPOSTA	49

5	CONCLUSÃO	50
	REFERÊNCIAS	52
	SEGUNDA PARTE.....	56
	SISTEMA INTEGRADO DE MONITORAMENTO DE PRESSÕES EM ÓRTESES	
	CRANIANAS PEDIÁTRICAS	57

PRIMEIRA PARTE

1 INTRODUÇÃO

No final da década de 1980, a Síndrome da Morte Súbita Infantil (SMSI) ainda era responsável por mais de 1.500 óbitos anuais no Reino Unido, especialmente entre a sexta semana e o terceiro mês de vida. A campanha *Back to Sleep*, que recomendava que os bebês dormissem em decúbito dorsal, reduziu esse número para cerca de 200 óbitos por ano, tornando-se referência mundial (Perkins, 2016). Esse avanço, entretanto, trouxe um efeito colateral: a permanência prolongada nessa posição pode causar a incidência de deformidades cranianas posicionais, como plagiocefalia e braquicefalia, que podem afetar até 19,7% dos lactentes aos quatro meses de idade (Huang et al., 1998; Carvalho et al., 2017).

Essas assimetrias, além do impacto estético, podem comprometer o desenvolvimento neurofuncional. Estudos sugerem atrasos cognitivos e motores em crianças com plagiocefalia, bem como alterações visuais, auditivas e de equilíbrio (Kordestani et al., 2006; Collett et al., 2019; Ryall et al., 2021). A prevenção, embora importante, não tem sido suficiente para conter a prevalência crescente, o que reforça a necessidade de intervenções precoces para evitar sequelas funcionais e sociais (Flannery, 2012; Benedetti; Albuquerque, 2021).

Entre as opções terapêuticas disponíveis, destacam-se as órteses cranianas de remodelamento, que utilizam o crescimento natural da cabeça para corrigir assimetrias. Apesar de sua eficácia, esses dispositivos apresentam limitações: desconforto, complicações cutâneas (eritemas, áreas de pressão e infecções) e dificuldades de adesão ao tratamento (Lee et al., 2008; Graham; Pergamit, 2014). Além disso, a pressão exercida pelos capacetes varia entre serviços e dispositivos, e ainda não há padronização clínica para o monitoramento em tempo real (David; Persing; Crane, 2019; Flannery; Graham, 2021).

Do ponto de vista fisiológico, pressões mantidas acima da faixa de oclusão capilar — cerca de 20 a 32 mmHg ($\approx 2,7$ a $4,3$ kPa) — já representam risco de isquemia e lesões cutâneas (Sieggreen, 2001; Kosiński; Czernicki, 2020; Maklebust, 2001). Apesar disso, ainda não existe solução consolidada que forneça alertas em tempo real para esse tipo de risco clínico.

Nesse contexto, materiais piezoresistivos como o Velostat® têm se destacado por apresentarem ampla faixa operacional (0,1–50 kPa), histerese reduzida ($<15\%$), tempo de resposta inferior a 100 ms (Han; Park, 2022; Kciuk et al., 2023) e baixo custo (Yuan L, Qiy L, et al., 2019). Esses parâmetros são compatíveis com aplicações de monitoramento estável ao longo do tempo, como o imposto por órteses cranianas. Contudo, desafios técnicos como histerese residual e deriva temporal ainda limitam a confiabilidade em uso prolongado (Hopkins; Vaidyanathan; McGregor, 2020; Dzedzickis et al., 2020).

Embora aplicações biomédicas já tenham explorado o Velostat® em tapetes sensoriais, palmilhas inteligentes e próteses (Martínez-Césteros et al., 2021; Laaraibi et al., 2024; Zhang et al., 2024), poucos estudos validaram o material em faixas de pressão tão baixas quanto aquelas exercidas por órteses cranianas (≤ 3 kPa). Assim, existe uma lacuna científica relevante na aplicação desse material a dispositivos terapêuticos pediátricos.

Diante desse cenário, esta dissertação propõe o desenvolvimento e a validação experimental de um sistema de medição de pressão baseado em Velostat®, integrado a órteses cranianas para o tratamento de plagiocefalia e braquicefalia. O objetivo é mapear gradientes de pressão com latência mínima (inferior a 100 ms), contribuindo para reduzir o risco de hiperpressões localizadas e aumentar a segurança clínica.

Para atingir esse propósito, o Capítulo 2 revisa as bases clínicas das deformidades cranianas e o estado da arte em sensores piezoresistivos; o Capítulo 3 descreve os materiais, o desenho experimental e o protocolo de calibração; o Capítulo 4 apresenta e discute os resultados obtidos quanto à linearidade, histerese, deriva e tempo de resposta; e o Capítulo 5 sintetiza as conclusões, limitações e perspectivas de aplicação clínica.

1.1 Objetivo Principal

Propor e validar um sistema de medição de pressão baseado em Velostat®, a ser integrado a órteses cranianas para o tratamento de deformidades (plagiocefalia e braquicefalia) em bebês, contribuindo para a modernização e maior eficácia no monitoramento das áreas de pressão exercidas sobre a cabeça.

1.2 Objetivos específicos

- Desenvolver o sistema sensorial com Velostat®, incluindo o projeto da eletrônica, do circuito de aquisição e da interface de comunicação.
- Caracterizar o sistema desenvolvido, avaliando parâmetros de sensibilidade, histerese, tempo de resposta e faixa de operação dos sensores em condições controladas.
- Implementar o subsistema de medição, integrando hardware e software necessários para aquisição e registro dos sinais.
- Testar o subsistema em diferentes condições de carga, por meio de simulações e ensaios laboratoriais, assegurando a repetibilidade dos resultados.
- Determinar a viabilidade de uso em órteses cranianas, analisando o desempenho do sistema frente às pressões típicas exercidas por capacetes terapêuticos.

2 2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Plagiocefalia e Braquicefalia

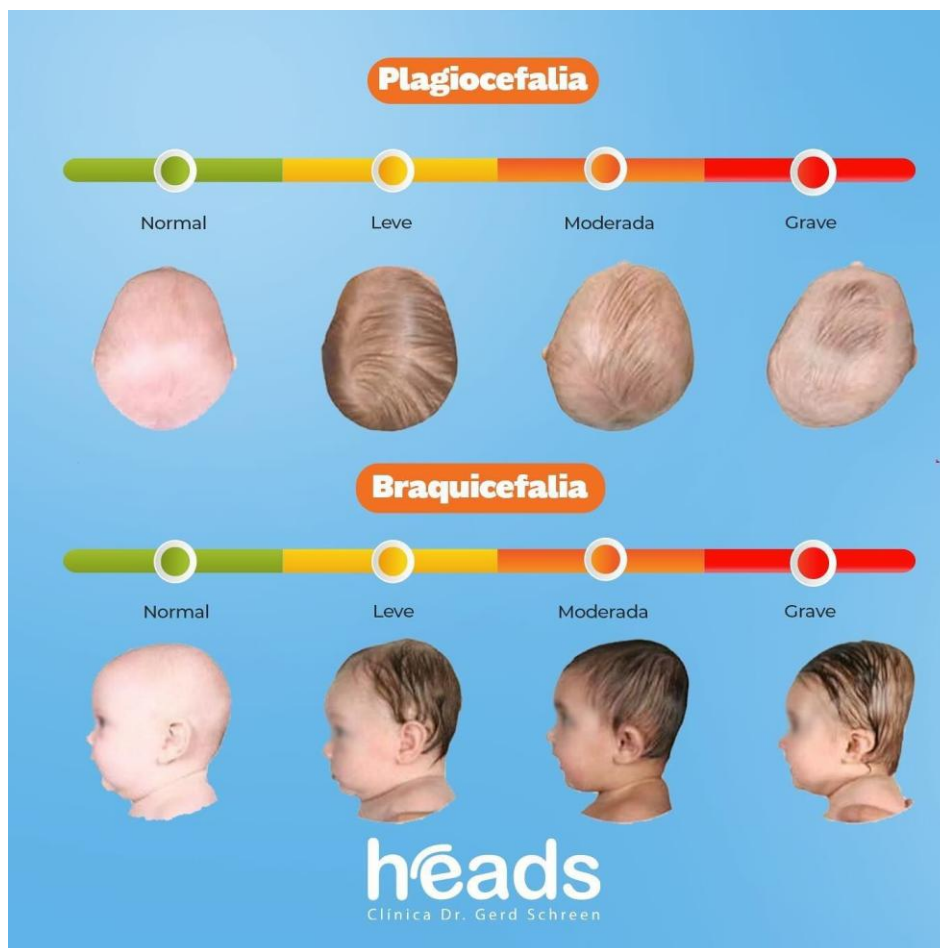
As deformidades cranianas posicionais, especialmente a plagiocefalia e a braquicefalia, destacam-se atualmente como uma condição frequente na prática pediátrica. Sua relevância ultrapassa a dimensão estética, pois evidências apontam possíveis repercussões no desenvolvimento motor, cognitivo e psicossocial da criança (Kordestani et al., 2006; Collett et al., 2019; Ryall et al., 2021). Ao mesmo tempo, o aumento de sua prevalência nas últimas décadas expõe limitações nos métodos de prevenção e tratamento, como amostras reduzidas nos estudos clínicos, falta de grupos de controle adequados, heterogeneidade de medidas e critérios diagnósticos, e variabilidade na eficácia terapêutica, reforçando a importância de compreender suas causas, impacto clínico e terapias disponíveis (Linz et al., 2017; Flannery; Graham, 2021). A seguir, discutem-se os principais fatores de risco, formas de diagnóstico e consequências funcionais, de modo a embasar a necessidade de inovação tecnológica aplicada ao manejo dessas deformidades.

2.1.1 Causas e Fatores de Risco

Deformidades cranianas como a plagiocefalia e a braquicefalia (Figura 2.1), têm se tornado cada vez mais comuns após a consolidação da recomendação para que os bebês durmam em posição supina. Embora essa orientação tenha sido fundamental para a redução da Síndrome da Morte Súbita Infantil, estudos apontam que a prevalência de assimetrias cranianas aumentou de cerca de 0,3% para 8,2% em um período de aproximadamente dois anos após a adoção do decúbito dorsal (Carvalho et al., 2017). Segundo estudos clássicos, fatores como o posicionamento prolongado em decúbito dorsal e outras restrições posturais contribuem para o desenvolvimento de deformidades cranianas em lactentes (Littlefield; Kelly; Moulton, 2003). Revisões posteriores destacaram que a prevalência da plagiocefalia posicional não sinostótica chega a afetar aproximadamente 1 em cada 5 bebês nos primeiros meses de vida. Estudos iniciais já identificavam elementos como gestações múltiplas, fetos de grande tamanho, traumas durante o nascimento, uso de fórceps, tabagismo materno, partos prolongados e prematuridade (Huang, 1998). Posteriormente, foi reconhecida também a influência da preferência de posição para amamentação e sono, além da ocorrência de torcicolo congênito (Robinson; Proctor, 2009). Revisões mais recentes consolidaram que a preferência postural e a restrição do tempo

de bruços no cotidiano familiar são fatores predominantes, (Flannery, 2012; Benedetti; Clarren, 2020; Albuquerque, 2021; Miller; Peitsch et al., 2021). A prematuridade e a maleabilidade craniana exacerbada nos primeiros meses de vida (devido às suturas não fusionadas) amplificam o risco, exigindo intervenções precoces para evitar sequelas funcionais e estéticas (Linz, 2017).

Figura 2.1 – Plagiocefalia e Braquicefalia.



Fonte: Heads - Clínica Dr.Gerd Schreen (2021).

Embora a etiologia posicional e os fatores biomecânicos pré- e pós-natais já estejam bem descritos (Huang et al., 1998; Robinson; Proctor, 2009), a incidência de aproximadamente 20% aos quatro meses mostra que a prevenção sozinha não é suficiente (Flannery, 2012). É necessário transformar esses achados epidemiológicos em protocolos de detecção precoce, tema detalhado a seguir na discussão diagnóstica (Benedetti; Albuquerque, 2021).

2.1.2 Diagnóstico e Impacto Funcional

A susceptibilidade do crânio às deformidades é acentuada nos primeiros meses de vida devido à natureza não fusionada das suturas cranianas. Esta característica anatômica permite

uma moldabilidade significativa sob influência de forças externas, levando a assimetrias importantes do neurocrânio e do viscerocrânio (Linz, 2017). A compreensão dessa dinâmica é crucial para o diagnóstico e a classificação da severidade das deformidades cranianas, frequentemente realizados com base no Índice Cefálico (IC). O IC é calculado pela relação entre a largura máxima e o comprimento máximo da cabeça, sendo que um valor de 80 é considerado normal. As deformidades cranianas são classificadas em leves, moderadas ou severas, dependendo do grau de assimetria e impacto na morfologia craniana (AAP, 2016; Lopez Chacma; Cristobal, 2017; ESPN, 2019).

2.1.3 Efeitos

As consequências das deformidades cranianas estendem-se para além de aspectos estéticos, podendo incluir prejuízos ao desenvolvimento intelectual e motor, com alguns estudos sugerindo atrasos no desenvolvimento neurofuncional em crianças com plagiocefalia (Kordestani R.K.; Patel, 2006; Collett, 2019). Além disso, condições como compressões do tecido cortical e subcortical, anomalias no espaço subaracnóideo, restrição da fluidez artério-venosa, e hipertensão intracraniana podem estar presentes, afetando desenvolvimentos visual, auditivo, fonativo, palativo, olfativo, e a sucção, assim como o equilíbrio devido à possível compressão do sistema vestibular (Bialocerkowski A.E.; Vladusic, 2005; Stenirri S.; Restagno, 2007).

A complexidade etiológica dessas assimetrias, que pode ser observada desde os estágios iniciais de desenvolvimento, juntamente com fatores biomecânicos pré e perinatais, destaca a necessidade de abordagens diagnósticas e terapêuticas inovadoras (Radosevi Deagana; Maric, 2020; Benedetti Amanda Taís.; Albuquerque, 2021). Os prejuízos potenciais desde risco aumentado de atrasos no desenvolvimento motor, evidenciando que apenas a prevenção pode não ser suficiente (González-Santos Et Al., 2020; Rohde Et Al., 2021). Adicionalmente, algumas evidências preliminares associam a deformidade à redução na qualidade de vida e a possíveis alterações hemodinâmicas locais, enfatizando que o manejo das pressões cranianas deve ser ativo e monitorável (Ryall et al., 2021). Essa constatação conduz naturalmente à análise das opções de tratamento disponíveis e suas limitações tecnológicas.

2.2 Tratamentos Atuais: Limitações e Lacunas Tecnológicas

O manejo das deformidades cranianas posicionais envolve atualmente duas principais abordagens terapêuticas: as conservadoras, baseadas em fisioterapia, reposicionamento e orientação familiar, e as instrumentais, que utilizam órteses cranianas de remodelamento. Embora ambas apresentem evidências de eficácia, persistem limitações importantes quanto à padronização dos protocolos, adesão ao tratamento e monitoramento em tempo real dos efeitos terapêuticos (Graham; Pergamit, 2014; David; Persing; Crane, 2019; Flannery; Graham, 2021).

2.2.1 Abordagens Conservadoras

A fisioterapia tem se mostrado uma intervenção de grande relevância no tratamento das deformidades cranianas, especialmente quando iniciada precocemente. A terapia manual, incluindo técnicas de relaxamento miofascial, pode aliviar a tensão muscular e melhorar a posição da cabeça do bebê, beneficiando casos de braquicefalia e plagiocefalia (Rogers; Oh, 2009; Pastor-Pons, 2021). Apesar dos resultados promissores relatados, a literatura ainda ressalta a necessidade de ensaios clínicos mais robustos para consolidar a evidência científica (Martos, 2016; Vlimeren; Engelbert, 2017; Blanco-Díaz et al., 2023).

Na prática clínica, a fisioterapia tem se mostrado uma intervenção relevante na melhoria dos movimentos de cabeça e pescoço, bem como no acompanhamento do desenvolvimento infantil em casos de assimetria craniana posicional moderada a grave (Linz, 2017; Collett et al., 2019). Planos de terapia manual associados a programas educacionais para cuidadores, com foco na alteração do decúbito diurno, também têm demonstrado melhorias significativas nos casos de deformidades cranianas (Pastor-Pons et al., 2021). Apesar desses resultados promissores, a literatura ainda aponta a necessidade de ensaios clínicos randomizados de larga escala para consolidar definitivamente a eficácia da fisioterapia como tratamento padrão (Martos, 2016; Vlimeren; Engelbert, 2017; Blanco-Díaz et al., 2023)

2.2.2 Órteses Cranianas

A terapia com capacetes cranianos (Figura 2.2) representa outra abordagem no tratamento de deformidades cranianas, aproveitando o crescimento natural da cabeça para direcioná-lo de forma a corrigir assimetrias. Esta técnica tem sido demonstrada como eficaz por diversos estudos, mostrando melhoria significativa na simetria craniana dos pacientes tratados

(Kennedy, 2008; Schreen G.; Matarazzo, 2013; Xia J.J.; Clarren, 2016; Hinken L.; Willenborg, 2019).

Modelos preditivos também foram desenvolvidos para estimar o tempo de tratamento necessário com órteses de remodelamento craniano, oferecendo uma ferramenta valiosa para a gestão clínica e ajuste das expectativas dos cuidadores (Graham, 2009).

Figura 2.2 – Bebê com órtese craniana.



Fonte: Gerado por inteligência artificial (2025).

Contudo, a eficácia dos capacetes ortopédicos em comparação a outras abordagens, como o reposicionamento postural, ainda não apresenta consenso na literatura. Enquanto alguns estudos descrevem reduções mais rápidas da assimetria com o uso da terapia ortótica (Xia et al., 2008; Trebilcock et al., 2025), outros relatam resultados semelhantes entre capacetes e intervenções conservadoras, como reposicionamento e fisioterapia, especialmente em deformidades leves (Van Wijk et al., 2014; Blanco-Díaz et al., 2023). Essa variabilidade de achados não desqualifica o tratamento, mas evidencia a necessidade de protocolos mais precisos de indicação e monitoramento, de modo a equilibrar eficácia clínica e custo-benefício (Barroso, 2009; Rogers, 2021; Van Wijk et al., 2022).

2.3 Sensor tátil de pressão: Velostat®

O Velostat® (Figura 2.4) é um filme de polietileno (poliolefinas) carregado com partículas de *carbon black*, que fornece condutividade elétrica e sensibilidade a pressão e flexão (DBPEDIA, 2025). Desenvolvido originalmente pela Custom Materials, atualmente parte da 3M, sua marca foi registrada pela Desco Industries Inc. após a aquisição do negócio em janeiro de 2015 (3M, 2016; Desco Industries, 2015). O material apresenta resistividade elétrica na faixa de menos de 500 $\Omega \cdot \text{cm}$ de volume e menos de 31 000 Ω por superfície quadrada, conforme indicado em folhas de dados técnicas e distribuidoras como a Adafruit (Adafruit, 2017). Além disso, a Desco confirma resistividade de volume e superficial abaixo de 30 000 Ω/cm ou Ω por quadrado, conforme o catálogo de drum liner de 2017 (Desco Industries, 2017). Sua resposta à carga pode ser modelada pela Equação 2.1:

Figura 2.3 – Velostat®



Fonte: Lee's Electronic Components, (2025).

$$\Delta R = k * Pn \quad (2.1)$$

Em que k é a sensibilidade (Ω/kPa), P a pressão aplicada (kPa) e n um expoente de não linearidade que, em cargas inferiores a 20 kPa , pode assumir valores próximos de 0,7 (JIN; CHEN, 2020). Estudos experimentais com filmes de Velostat® confirmam que a resistência elétrica diminui à medida que a pressão aplicada aumenta, característica que viabiliza sua utilização como sensor piezoresistivo (Dzedzickis et al., 2020; Martínez-Cesteros et al., 2021; Perrone, 2021; Kciuk et al., 2023). Para pressões superiores a 20 kPa , observa-se comportamento de saturação, em que a curva resistência–pressão perde sensibilidade progressiva, efeito reportado em diferentes aplicações biomédicas e de monitoramento de carga (Dzedzickis et al., 2020; Kciuk et al., 2023).

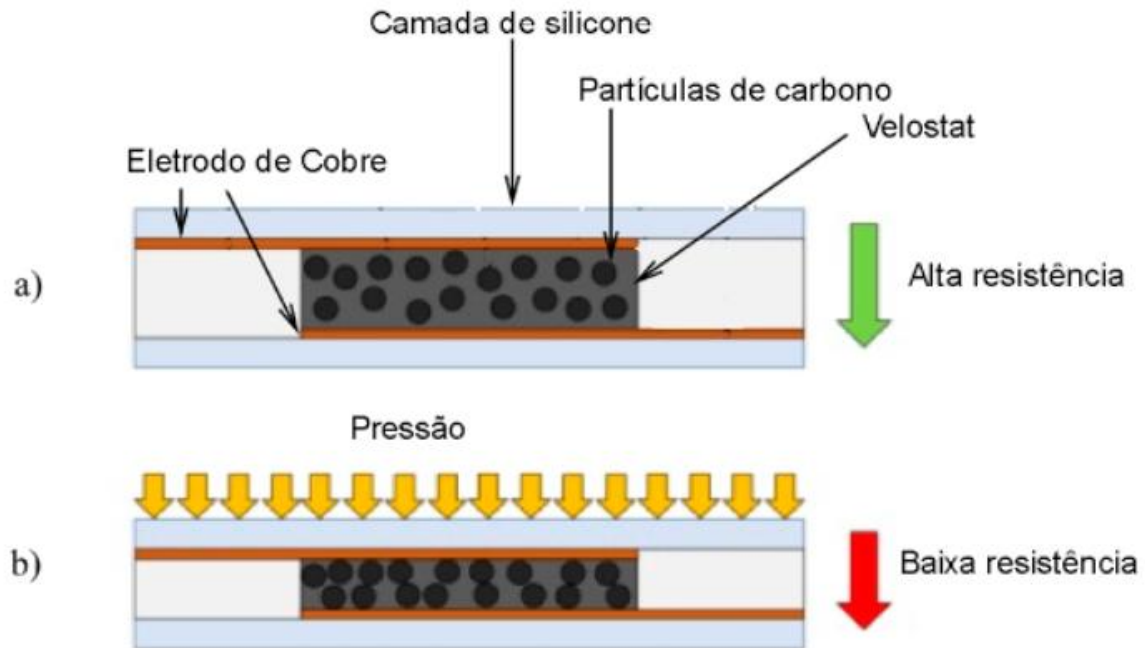
Tabela 2.1 – Propriedades do Material Sensor

Propriedade	Valor
Espessura	0.5 mm a 1.2 mm
Resistividade (sem carga)	10 $\text{k}\Omega\text{cm}^{-2}$ a 100 $\text{k}\Omega\text{cm}^{-2}$
Tempo de Resposta	< 100 ms
Faixa de Pressão	0.1 kPa a 50 kPa
Histerese	< 15 %

Fonte: Adaptado de (Han J.W.; Park, 2022) e (Kciuk M.; Kowalik, 2023).

Conforme os trabalhos sobre sensores piezoresistivos (Jin Y.; Chen, 2020; R Perrone E, 2021), o Velostat® aproveita o princípio de contato elétrico variável entre as partículas de carbono. Em configurações práticas, o Velostat® é frequentemente montado em uma estrutura do tipo “sanduíche”, com eletrodos metálicos como folhas de cobre ou trilhas condutoras, posicionados nas duas faces do filme piezoresistivo. Essa configuração permite leitura da resistência elétrica em função da pressão aplicada (Fatema; Kuriakose; Hussain, 2022; Zhang et al., 2024; De Fazio et al., 2021).

Figura 2.4 – Estrutura interna - Velostat®



Fonte: Adaptado de (Sharma; Binong, 2023).

A condutividade do Velostat® pode ser descrita por meio dos parâmetros de resistividade superficial (Ω por quadrado) e resistividade volumétrica ($\Omega \cdot \text{cm}$), representando, respectivamente, a condução na superfície e através da espessura do filme, medidas fundamentais para o desenho do circuito do sensor em configurações como pontes de Wheatstone ou divisores resistivos (Dzedzickis et al., 2020). Em aplicações biomédicas, o controle dessas propriedades é crucial para garantir sensibilidade adequada, resposta rápida, conformidade com superfícies curvas e durabilidade do sensor. De fato, o Velostat® tem sido destacado por sua flexibilidade, estabilidade mecânica e baixo custo, o que o torna atrativo em dispositivos vestíveis e e-skin (Dzedzickis et al., 2020; Yuan; Li, 2022). Estudos também confirmam que o Velostat apresenta baixa histerese, boa repetibilidade e desempenho aceitável para detecção contínua de pressão moderada com economia de hardware (Zhang et al., 2024; Kciuk et al., 2023).

2.3.1 Aplicações médicas do Velostat®

Nos últimos anos, observa-se um avanço qualitativo na aplicação do Velostat® como camada piezoresistiva em dispositivos biomédicos, especialmente a partir de 2023, quando estudos começaram a demonstrar soluções mais robustas e próximas de cenários clínicos reais. Um exemplo é o trabalho de Kciuk e Kowalik (2023), que desenvolveram um tapete sensorial

composto por 64 células de Velostat® conectadas a um Arduino Nano e integradas a uma rede neural artificial leve. O dispositivo mostrou-se capaz de prever pontos de risco para úlceras de decúbito em ambiente hospitalar, alcançando 95% de acerto. Contudo, os autores reportaram limitações relevantes, como a ocorrência de cross-talk nas bordas da matriz e perda de precisão em pacientes com peso inferior a 50 kg, evidenciando a necessidade de algoritmos de compensação espacial mais sofisticados.

Outro avanço significativo foi descrito por Laaraibi et al. (2024), que propuseram uma palmilha autoalimentada baseada em uma matriz de Velostat® 8×2 , alimentada por um mini-painel solar flexível. A solução apresentou erro de medição inferior a 2% da escala total e consumo médio de apenas $113 \mu\text{W}$, possibilitando uso contínuo sem a necessidade de baterias recarregáveis. Apesar dos resultados promissores, o projeto apresentou desafios técnicos relacionados à encapsulação em PDMS e à necessidade de calibração individualizada, o que ainda restringe sua aplicabilidade imediata em larga escala.

Em paralelo, Park et al. (2024) investigaram o uso do Velostat® em um sensor ultrafino posicionado no encaixe de próteses transfemorais, com o objetivo de inferir a intenção de movimento a partir das variações de pressão internas. Ensaios realizados com três voluntários demonstraram acurácia de 92% na classificação das fases da marcha, indicando aplicabilidade relevante no campo da reabilitação. Entretanto, a saturação acima de 250 kPa e a histerese de aproximadamente 15% representaram barreiras técnicas, tornando necessária a pré-ciclagem dos sensores antes da adaptação clínica.

De forma complementar, Zhang et al. (2024) apresentaram um sensor tridimensional em configuração tipo “sanduíche”, capaz de medir tanto forças normais (0–12 N) quanto cisalhantes (0–2,6 N). O dispositivo demonstrou coeficiente de determinação R^2 próximo a 0,97 após 2500 ciclos, além de tempo de resposta de aproximadamente 40 ms, o que evidencia seu potencial para integração em luvas hápticas e interfaces táteis de alta resolução. Apesar disso, o processo de microfabricação envolvido aumentou significativamente o custo de produção, dificultando sua viabilidade em aplicações clínicas de maior escala.

A análise crítica desses trabalhos revela três tendências centrais. Primeiro, a busca por maior sensibilidade e linearidade, seja por meio de arquiteturas inovadoras de eletrodos ou do emprego de modelos de inteligência artificial embarcada. Segundo a persistência de gargalos técnicos como histerese e cross-talk, que permanecem como entraves para a padronização clínica. Terceiro, a adoção recorrente de plataformas como o Arduino, que se destacam pela compatibilidade elétrica, baixo consumo energético e amplo ecossistema open-source. Para a aplicação em órteses cranianas aqui investigada, esses achados reforçam a escolha do Velostat®

devido à sua conformabilidade física e ao baixo custo, ao mesmo tempo em que apontam a necessidade de estratégias complementares, como rotinas de pré-ciclagem, calibração dinâmica e algoritmos de compensação, a fim de assegurar confiabilidade clínica a longo prazo.

2.3.2 Características Técnicas e Calibração

Diversos autores têm investigado o comportamento piezoresistivo do Velostat® para fins de calibração de sensores de força e pressão. Perrone (2021) aplicou o material em palmilhas inteligentes, ajustando a curva resistência $\times$ carga por meio de um polinômio de segundo grau, cobrindo forças entre 0,5 N e 10 N. De modo similar, Dzedzickis e Sutiny (2020) caracterizaram o material sob cargas de até 3 N, demonstrando que a resistência elétrica diminui com o aumento da pressão, até um ponto em que a sensibilidade decresce (efeito de saturação). Em outro estudo, Bartunek (2025) investigou como a sobreposição de múltiplas camadas de Velostat® melhora a precisão, reduzindo o erro de medição em comparação com sensores monocamadas. Esses trabalhos confirmam que a resistência do Velostat® diminui conforme a carga aumenta, mas também indicam que a sensibilidade tende a saturar em faixas de força mais elevadas., com medidas representadas na Tabela 2.2:

Tabela 2.2 – Caracterização mecânica e elétrica do Velostat®

Propriedade	Valor obtido	Método de ensaio
Espessura do filme	0,2 mm	Medida com paquímetro
Faixa de força	0–3 N (25 mm ²)	Carga estática em bancada
Sensibilidade	$\Delta R/\Delta F$	Curva resistência $\times$ força
Histerese	10–15 % (após 5–7 ciclos estabiliza)	Ciclos de carga/descarga (0→3 N)
Drift inicial	Queda de sinal nos 5 primeiros ciclos	Medição repetida com 3 N
Tempo de assentamento	50–100 ms	Resposta a degrau de carga
Resolução espacial lateral	$\approx$ 3 mm	Matriz de eletrodos 25 mm ²

Fonte: Adaptado de (Dzedzickis A.; Sutiny, 2020) e (R Perrone E, 2021).

Esses números confirmam um comportamento não linear, já descrito em aplicações biomédicas e de monitoramento de pressão. Perrone (2021), por exemplo, ajustou a curva resistência–carga de palmilhas inteligentes com Velostat® por meio de um polinômio de 2.º grau, cobrindo forças entre 0,5 N e 10 N. De modo semelhante, Dzedzickis et al. (2020) reportaram que a resposta elétrica do material ao aumento de carga segue uma tendência hiperbólica decrescente, sendo a resistência reduzida de forma não linear com a pressão

aplicada. Outros estudos reforçam essa abordagem: Martínez-Cesteros et al. (2021) utilizaram ajustes polinomiais para descrever a curva de sensibilidade em um tapete de pressão, enquanto Kciuk et al. (2023) aplicaram técnicas de redes neurais como alternativa para compensar a variabilidade da resposta do Velostat® frente a cargas repetidas. Por fim, Zhang et al. (2024) demonstraram que modelos polinomiais de 2.º grau descrevem adequadamente a curva resistência–pressão até 12 N, embora o fenômeno da histerese exija estratégias complementares de compensação dinâmica.

Esse conjunto de trabalhos mostra que os modelos polinomiais e exponenciais são recorrentes na calibração do Velostat®, mas a sua eficácia depende de fatores adicionais, como os tempos de resposta e os níveis de histerese, analisados na próxima subseção.

2.3.3 Tempo de Resposta e Histerese

Estudos como os de Dzedzickis et al. (2020) e Martínez-Cesteros et al. (2021) apontam a histerese como um dos principais limites do Velostat® em aplicações dinâmicas, com valores de até 10–15% na faixa de 0–3 N, estabilizando-se após ciclos de pré-ciclagem. Esse efeito é atribuído à reacomodação estrutural das partículas de carbono no polímero. Hopkins, Vaidyanathan e McGregor (2020) observaram que a histerese do Velostat® se intensifica em variações rápidas de pressão, comprometendo a repetibilidade em tarefas de alta frequência. No contexto de sensores poliméricos piezoresistivos, considera-se ‘alta frequência’ a aplicação de cargas oscilatórias na ordem de dezenas de Hertz (≥ 10 Hz), faixa em que a resposta elétrica do material tende a apresentar maiores atrasos e perda de linearidade (Dzedzickis et al., 2020; Sitiajev et al., 2021).

Outro aspecto relevante é o tempo de resposta. Ensaios laboratoriais indicam que o Velostat® apresenta um tempo de assentamento entre 50 e 100 ms, valor que diminui à medida que a carga aumenta (Kciuk et al., 2023; Zhang et al., 2024). Isso implica que, embora não seja indicado para medições de efeito ultrarrápido (< 10 ms), o material é adequado para leituras de baixa frequência, como em órteses, tapetes de pressão ou dispositivos de interface homem-máquina.

2.3.4 Aplicações Biomédicas e Potencial em Órteses Cranianas

Estudos experimentais confirmam a viabilidade de sensores baseados em Velostat® em configurações estáticas (Han J.W.; Park, 2022). Essas disposições sensíveis à pressão podem detectar a presença do usuário e identificar possíveis anomalias anatômicas. Exemplos vão

desde diagnósticos médicos, controle postural em esportes e monitoramento de idosos (Martinez-Cesteros J.; Medrano-Sanchez, 2021) até a distribuição de carga plantar em palmilhas sensoriais (Han J.W.; Park, 2022).

A integração do Velostat® a um circuito condicionador (divisores resistivos) e a um microcontrolador (Arduino) é relativamente simples. Segundo Perrone (2021), esse arranjo possibilita leituras com resolução de 10 a 12 bits e permite algoritmos de compensação de histerese e temperatura.

A literatura tem demonstrado o uso do Velostat® em aplicações como palmilhas inteligentes e *e-skins*, consolidando-o como material piezoresistivo de baixo custo e boa conformabilidade. De Fazio et al. (2021) apresentaram o desenvolvimento de uma palmilha sensorial autoalimentada, baseada em matriz piezoresistiva de Velostat®, associada a microeletrônica de baixo consumo para monitoramento da marcha. Já Zhang et al. (2024) descreveram a aplicação do material em sensores táteis tridimensionais, destacando sua adequação para *e-skins* e interfaces hápticas pela estabilidade elétrica e maleabilidade.

2.4 Divisores de Tensão Resistivos

Os divisores de tensão resistivos constituem um dos arranjos mais elementares da eletrônica analógica, formados por dois ou mais resistores conectados em série e amplamente utilizados em circuitos de instrumentação, automação e sistemas de aquisição de dados. Sua função central é fornecer uma fração da tensão de entrada, modulada pela razão entre os resistores envolvidos. A literatura clássica de dispositivos eletrônicos já destacava a importância desse circuito como recurso introdutório e essencial para o entendimento do comportamento de sinais elétricos (Boylestad; Nashelsky, 2012). Posteriormente, Sedra e Smith (2014) aprofundaram a discussão ao aplicarem o conceito de divisores em análises de circuitos microeletrônicos, demonstrando sua relevância em estágios de polarização e condicionamento de sinal. Horowitz e Hill (2015) reforçam essa perspectiva ao enfatizar o papel do divisor de tensão na prática laboratorial e em projetos de prototipagem, especialmente quando associado a sensores resistivos de baixo custo.

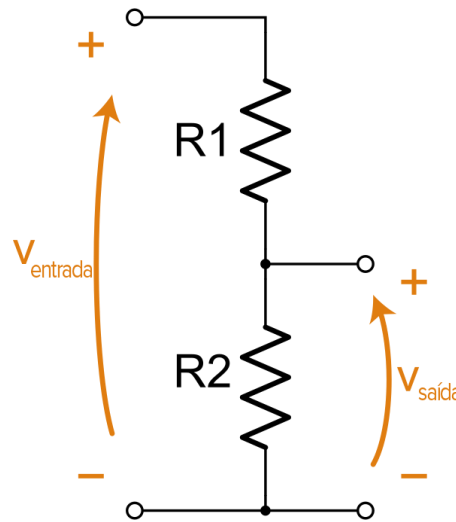
A relação matemática que expressa o comportamento de um divisor de tensão com dois resistores é dada pela equação 2.2. Como Sadiku (2013) mostra, $V_{entrada}$ representa a tensão de entrada aplicada ao conjunto, $V_{saída}$ é a tensão de saída obtida no nó de medição, R_1 corresponde ao resistor ligado diretamente à fonte e R_2 ao resistor conectado ao ponto de saída

em direção ao terra. Essa formulação evidencia que a tensão de saída é sempre uma fração da tensão de entrada, cujo valor depende exclusivamente da proporção entre R1 e R2.

$$V_{saída} = V_{entrada} * (R2/R1 + R2) \quad (2.2)$$

Assim, a simplicidade do divisor de tensão (Figura 2.5) o torna um elemento fundamental no condicionamento de sinais provenientes de transdutores resistivos, como o Velostat®, permitindo a conversão da variação de resistência elétrica em variações mensuráveis de tensão.

Figura 2.5 – Representação esquemática de um divisor de tensão.



Fonte: Adaptado de cdn.kastatic.org (2025).

Essa arquitetura permite converter variações de resistência em variações de tensão, que por sua vez podem ser digitalizadas por conversores analógico-digitais (ADC) de microcontroladores. Assim, o divisor de tensão serve como etapa de condicionamento de sinal para sensores resistivos, como LDRs, termistores, e materiais piezoresistivos como por exemplo o Velostat® (Webster; Clark, 2020).

Em sistemas biomédicos e *wearables*, sensores baseados em materiais piezoresistivos como o Velostat® têm sido integrados a divisores de tensão pela simplicidade de implementação e baixo consumo energético. Martinez-Cesteros et al, 2021 e Yuan et al 2022 realizaram aplicações diversas como palmilhas sensoriais, almofadas posturais e sistemas de reabilitação muscular.

2.4.1 Aplicações em instrumentação com sensores piezoresistivos

Os circuitos geralmente utilizam resistores fixos entre 1 k Ω a 10 k Ω , e a tensão de alimentação é tipicamente de 5V. A calibração é realizada por meio da aplicação de cargas conhecidas sobre o sensor, medindo-se os valores da tensão de saída e extraíndo-se curvas de correlação, frequentemente com ajustes polinomiais ou exponenciais, devido ao comportamento não linear do Velostat® (Yuan et al., 2022; Khandakar et al., 2022).

Apesar das vantagens práticas, o uso de divisores de tensão em sensores com comportamento não ideal requer cautela. O Velostat®, por ser um polímero condutivo, apresenta efeitos de histerese, *crosstalk* elétrico em matrizes e não linearidade intrínseca (Dzedzickis et al., 2020; Martínez-Cesteros et al., 2021). Esses fatores comprometem a precisão das medidas e tornam necessária a adoção de técnicas adicionais de processamento. Nesse sentido, estudos recentes têm demonstrado que compensações algorítmicas podem melhorar significativamente o desempenho dos sensores. Domínguez Gimeno et al. (2025) propuseram um modelo de correção de *creep* e histerese que reduziu a variabilidade em tapetes sensíveis à pressão, enquanto Bincalar et al. (2025) mostraram que algoritmos de filtragem e correção espacial são capazes de mitigar ruído, efeitos não repetíveis e *crosstalk* em matrizes de baixo custo. Tais resultados reforçam que, para aplicações clínicas ou de longa duração, é recomendável complementar o divisor de tensão com estratégias de calibração dinâmica, filtros digitais ou mesmo substituir essa configuração por topologias mais robustas, como pontes de Wheatstone ou circuitos diferenciais (Zhang et al., 2024).

Embora circuitos com amplificadores operacionais e pontes resistivas apresentem maior robustez em ambientes ruidosos e com sensores de baixa variação (García; F Flores et al. 2019), o divisor de tensão permanece como solução dominante em sistemas de prototipagem rápida e dispositivos de baixo custo, por requerer poucos componentes e permitir leituras diretas com microcontroladores (Horowitz; Hill, 2015).

2.5 Microcontrolador: Arduino

O Arduino, concebido em 2005 por um grupo de pesquisadores liderado por Massimo Banzi no Interaction Design Institute Ivrea, consolidou-se como uma plataforma revolucionária na prototipagem eletrônica em razão de seu hardware e software de código aberto. Essa filosofia, descrita no livro introdutório de Banzi e Shiloh (2011), facilitou o desenvolvimento de projetos interativos, ao mesmo tempo em que promoveu a inclusão digital e impulsionou o movimento *maker* em escala global. Estudos posteriores reforçam que a simplicidade da

linguagem de programação e o baixo custo do hardware foram determinantes para sua rápida disseminação no meio acadêmico e entre entusiastas (Blum, 2013).

No núcleo de cada placa Arduino está um microcontrolador. O modelo Uno, por exemplo, utiliza o ATmega328, que conta com seis entradas analógicas e um conversor ADC de 10 bits, realizando leituras de 0 a 5 V com resolução aproximada de 4,9 mV. Já o Arduino Mega 2560, equipado com o ATmega2560, oferece 16 entradas analógicas, o que o torna ideal para projetos com múltiplos sensores. Esse número de canais e o range de 0–5 V conectam-se bem à leitura do sinal do Velostat®, cuja resistência típica situa-se entre 5 e 20 k Ω na ausência de carga e pode reduzir-se para valores em torno de 200 a 1000 Ω sob forças de até 10 N (Dzedzickis et al., 2020; Perrone, 2021; Martínez-Cesteros et al., 2021).

Ao longo dos anos, diversas versões do Arduino foram lançadas para atender às necessidades específicas da comunidade *maker*. Desde o Arduino Uno, consolidado como modelo básico e de baixo custo para iniciantes, até placas mais avançadas, como o Arduino Mega 2560, com maior número de entradas analógicas e digitais, ou ainda versões com conectividade Wi-Fi integrada, como o Arduino Uno WiFi Rev2, essa diversidade reflete a preocupação da plataforma em adaptar-se a diferentes contextos de aplicação (Blum, 2013; Banzi; Shiloh, 2014). Essa versatilidade tem se mostrado particularmente relevante em áreas como sistemas biomédicos e dispositivos vestíveis, nos quais as restrições de espaço físico e a confiabilidade da leitura são fatores determinantes (Cataldo et al., 2012; Alawi; Nair; Singh, 2020).

A escolha do Arduino como ferramenta de desenvolvimento transcende a facilidade de uso e o baixo custo. Banzi e Shiloh (2014) destacam que a plataforma impulsionou inovações não apenas na prototipagem de dispositivos científicos e na arte interativa, mas também em soluções de caráter médico-hospitalar. Além disso, a comunidade global do Arduino desempenha papel essencial ao fornecer suporte, compartilhar conhecimento e criar bibliotecas de código que simplificam a integração de sensores como o Velostat®. Pesquisas reforçam que essa natureza de código aberto facilita a expansão de projetos, permitindo ajustes na aquisição de sinais, no pré-processamento de dados e até na transmissão sem fio para monitoramento remoto em aplicações clínicas (Cataldo et al., 2012; Alawi et al., 2020).

2.5.1 Velostat® e plataforma Arduino em dispositivos médicos

Nos últimos anos diversos autores evidenciam uma convergência consistente entre filmes piezoresistivos de Velostat® e a prototipagem *open-source* viabilizada pela família

Arduino, combinação que vem sustentando protótipos biomédicos flexíveis, de baixo custo e com rápida iteração tecnológica. Estudos recentes exploraram essa integração em diferentes frentes: Dzedzickis et al. (2020) desenvolveram matrizes sensoriais baseadas em Velostat® conectadas a microcontroladores Arduino para caracterização de forças de baixa magnitude; Martínez-Cesteros et al. (2021) aplicaram a mesma abordagem em tapetes sensoriais para análise do centro de pressão em contextos de reabilitação; e Kciuk et al. (2023) integraram 64 células de Velostat® a um Arduino Nano, utilizando redes neurais embarcadas para prever pontos de risco de úlceras de pressão com acurácia superior a 90%.

Trabalhos pioneiros como o de Martínez-Cesteros et al. (2021) demonstraram o uso de matrizes de Velostat® em tapetes sensoriais para monitorar o centro de pressão, evidenciando a viabilidade de integração com plataformas open-source como o Arduino. De forma complementar, Perrone (2021) explorou a transmissão sem fio em palmilhas inteligentes baseadas em Velostat®, utilizando conectividade BLE para monitoramento remoto. Esses estudos revelaram limitações associadas à resolução do conversor A/D e à ausência de algoritmos de compensação, mas abriram caminho para soluções mais robustas. Pesquisas recentes, como a de Zhang et al. (2024), já superam parte dessas barreiras ao explorar arquiteturas de microfabricação e integração direta com plataformas open-source, permitindo leituras mais estáveis e adequadas para aplicações biomédicas.

A partir dessa experiência, aplicações vestíveis passaram a explorar o material. Uma palmilha inteligente baseada em oito sensores de Velostat® ligados a uma placa LilyPad Arduino, com os dados transmitidos por Bluetooth de baixa energia (BLE), demonstrou autonomia de nove dias e mapeamento plantar estável em velocidades de marcha usuais; contudo, admitiu-se a necessidade de re-calibração individual decorrente da histerese do polímero (Hopkins; Vaidya-Nathan; McGregor, 2020). Nas próteses abaixo do joelho (transtibiais), sensores colocados entre as capas internas de silicone conseguiram distinguir cada etapa do passo. Porém, o sistema apresentou um erro de pressão de cerca de 110 kPa e uma variação causada pela temperatura acima de 60 %. Isso impede o uso dos dados como medida exata. (Kciuk M.; Kowalik, 2023). Já num cenário hospitalar, um tapete de sessenta e quatro células, aliado a uma rede neural embarcada em Arduino, alcançou 95 % de acerto na predição de úlceras de decúbito; ainda assim, sofreu sobre-ajuste em pacientes de baixo peso e interferência lateral entre eletrodos vizinhos.

Pesquisas recentes destacam o potencial dos *e-textiles* para aplicações biomédicas, com eletrodos têxteis integrados em roupas inteligentes permitindo a aquisição contínua de sinais como o ECG (Hopkins; Vaidyanathan; McGregor, 2020; Kciuk; Kowalik, 2023). Em paralelo,

revisões como a de Alawi; Nair; Singh (2020) ressaltam o Arduino como uma das plataformas mais utilizadas em sistemas de monitoramento em saúde, devido ao baixo custo, à ampla comunidade de desenvolvedores e à facilidade de integração com sensores biomédicos. Essa perspectiva é reforçada por análises de integração IoT em saúde, como a de Cataldo et al. (2012), que apontam os desafios de transmissão sem fio e segurança de dados quando não se empregam protocolos de criptografia robustos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Planejamento Experimental

O planejamento experimental foi estruturado como um ensaio laboratorial em delineamento unifatorial de medidas repetidas, com o objetivo de avaliar a resposta elétrica de três protótipos-sensores de Velostat® submetidos a pressões compatíveis com as observadas em órteses cranianas. Nesse delineamento, um único fator independente (pressão aplicada) foi manipulado em diferentes níveis, enquanto a resposta elétrica dos sensores foi observada de forma sistemática. Essa configuração garante simplicidade de execução e clareza na interpretação dos resultados, além de estar alinhada à prática consolidada em estudos preliminares de sensores piezoresistivos.

A unidade experimental foi constituída por três protótipos-sensores geometricamente idênticos (S1, S2 e S3), cada um submetido sequencialmente a cargas discretas aplicadas por massas conhecidas. Essas massas foram apoiadas de forma a cobrir integralmente a área ativa de cada sensor, permitindo a geração de pressões distribuídas. A conversão da massa em pressão foi realizada a partir da relação (Eq. 3.1), considerando a área efetiva do filme como constante em todas as medições.

$$P = mg/A \quad (3.1)$$

As variáveis experimentais foram definidas em três categorias. A variável independente correspondeu à pressão aplicada, manipulada por incrementos sucessivos de massa. A variável dependente foi a tensão de saída do divisor resistivo, registrada pelo sistema de aquisição de dados em cada protótipo-sensor. Além dessas, algumas variáveis foram mantidas sob controle, como a temperatura ambiente, a área efetiva dos sensores, a condição de alimentação elétrica e

o tempo mínimo de estabilização entre a aplicação da carga e a coleta das leituras. Esse conjunto de cuidados visou reduzir fontes externas de variabilidade, garantindo maior confiabilidade às medições.

Cada nível de pressão foi aplicado a cada sensor em 3 repetições técnicas, totalizando nove observações por nível (3 sensores $\times$ 3 repetições), o que permitiu estimar a consistência das respostas e reduzir eventuais desvios de leitura. A sequência de aplicação das cargas foi aleatorizada por sorteio simples em cada ciclo, de modo a evitar tendências relacionadas à ordem experimental. Entre ciclos completos, foi observado um intervalo de repouso de 10 minutos, garantindo a acomodação estrutural do material. Esse delineamento proporcionou condições adequadas de controle e reprodutibilidade, constituindo uma base sólida para as etapas posteriores de calibração e análise estatística.

3.2 Materiais - Equipamentos e software

A instrumentação de aquisição foi baseada em uma placa Arduino Mega 2560 (*clock* de 16 MHz, ADC de 10 bits), programada via Arduino IDE 1.8.19. O *Serial Monitor* foi empregado unicamente para verificação inicial do enlace e diagnóstico rápido, ao passo que o PuTTY 0.78 (Windows 10), configurado em “*All session output*”, realizou o registro contínuo das leituras em arquivos .csv, assegurando rastreabilidade integral das séries. Para compatibilizar taxa de transmissão serial e frequência de amostragem, utilizaram-se dois perfis operacionais: 9 600 bps nos ensaios quase estáticos (aquisição a 2 Hz) e 115 200 bps nos ensaios de tempo de resposta (aquisição a 100 Hz). O ambiente computacional de análise foi padronizado em Python 3.11.7 (Anaconda), com as bibliotecas numpy 1.26, pandas 2.2, matplotlib 3.8, scikit-learn 1.4 e scipy 1.11, garantindo reprodutibilidade do pipeline de processamento.

A determinação das cargas aplicadas foi realizada com balança analítica Bridge Magazine BM400 (faixa 0–300 g; resolução 0,01 g), utilizando-se um conjunto de massas padrão acopladas a corpo de prova rígido para assegurar apoio planar e cobertura integral da área ativa do sensor. Para conferências elétricas pontuais do circuito e verificações de continuidade/resistência, empregou-se multímetro MD-180L (EXBOM). Elementos auxiliares (protoboard, jumpers e cabeamento) foram mantidos constantes ao longo de todo o estudo, de modo a reduzir variabilidade não relacionada ao fator de interesse.

Os protótipos-sensores foram construído a partir de filme piezoresistivo Velostat® (dimensões 30 $\times$ 60 mm; especificação de 63 Ω limiar), com eletrodos confeccionados em papel

cartão e fita de cobre adesiva (espessura 12 μm), conectados a um divisor resistivo com resistor de referência $1000\ \Omega \pm 1\%$. A placa-protótipo utilizada foi um Arduino Mega 2560 (Elegoo, 16 MHz), integrando o condicionamento simples por divisor e a etapa de aquisição. A Tabela 3.1 sintetiza os componentes empregados na construção do protótipos-sensores, apresentando especificações e fornecedores/lotos quando aplicável.

Tabela 3.1 – Materiais utilizados na construção do protótipo-sensor

Propriedade	Valor obtido	Método de ensaio
Componente	Especificação	Fornecedor/Lote
Velostat®	Filme piezoresistivo $3 \times 6\text{ cm}$; $63\ \Omega$ limiar	3M
Eletrodos	Papel cartão + fita de cobre adesiva (12 μm)	—
Resistor de referência	$1000\ \Omega \pm 1\%$	—
Placa-protótipo	Arduino Mega 2560, 16 MHz	Elegoo
Protoboard + jumpers	—	—
Balança	$\pm 0,01\text{ g}$	Bridge Magazine
Corpo de prova	Haste de aço e pesos padrão	—

Fonte: Elaborado pelo autor.

3.3 Metodologia de Ensaio

As metodologias de ensaios compreenderam a construção física dos três protótipos-sensores, a definição dos procedimentos de calibração e a aplicação de protocolos experimentais para caracterização elétrica e funcional do sensor. Nesta etapa, buscou-se garantir que a montagem do circuito, a rotina de calibração e os ensaios complementares fossem conduzidos de forma sistemática e reprodutível, assegurando a confiabilidade dos resultados apresentados.

3.3.1 Montagem do Circuito

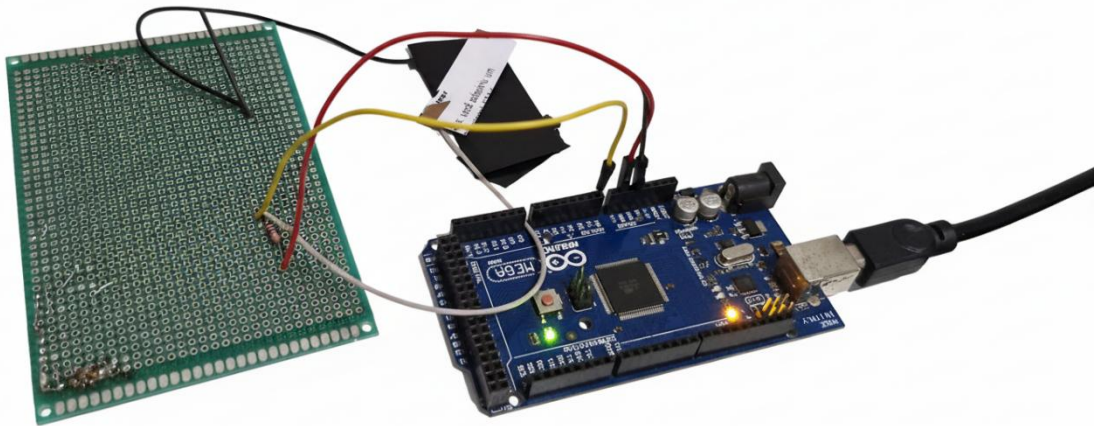
O Velostat®, foi intercalado entre dois eletrodos de cobre como na Figura 3.1, e conectado a um divisor de tensão com resistor fixo de $1000\ \Omega$. O nó do divisor foi ligado ao pino analógico A0 do microcontrolador, alimentado a 5 V via USB, como mostrado nas Figuras 3.2 e 3.3.

Figura 3.1 – Eletrodos.



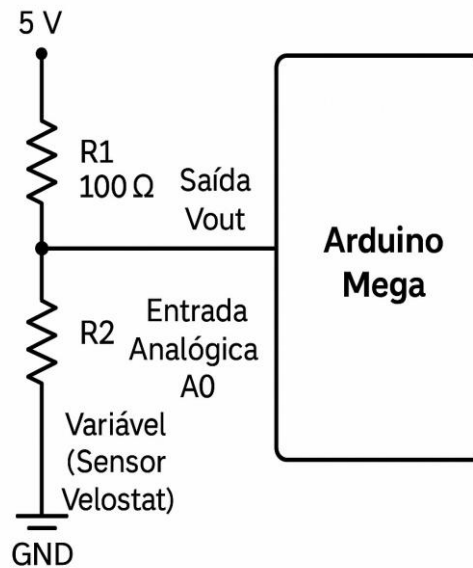
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 3.2 – Circuito de testes montado



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 3.3 – Esquema de ligações elétricas



Fonte: Elaborado pelo autor.

3.3.2 Procedimento de Calibração

As cargas foram aplicadas por massas discretas obtidas pela combinação de um parafuso (≈ 70 g) e até cinco porcas (≈ 30 g cada), produzindo níveis nominais de 70, 100, 130, 160, 190 e 220 g. Cada nível foi pesado como conjunto em balança de resolução 1 g, resultando em incerteza expandida típica de $\pm 0,6$ g ($k = 2$) por nível. Considerando a área de contato de 18 cm^2 , os níveis correspondem a pressões de referência de 0,38; 0,55; 0,71; 0,87; 1,04 e 1,20 kPa, respectivamente. A adoção de incrementos regulares e patamares temporais fixos segue procedimentos de calibração empregados em sensores piezoresistivos à base de Velostat, conforme ilustrado na Figura 3.4.

Figura 3.4 – Corpos de prova.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Esse arranjo garantiu incrementos regulares de 30 g e possibilitou a aplicação centrada e uniforme da carga sobre toda a área ativa do sensor. Considerando a área efetiva de $A=18 \text{ cm}^2$, as massas corresponderam a pressões de 0,38; 0,54; 0,70; 0,87; 1,03 e 1,20 kPa, de acordo com a relação fundamental (Eq. 3.2):

$$P[kPa] = mg/A * 10^{-3} \quad (3.2)$$

em que P é a pressão aplicada (kPa), m a massa total (g), g a aceleração da gravidade (m/s^2) e A a área em cm^2 .

Cada massa permaneceu aplicada ao sensor por 60 s, com taxa de aquisição de $f_s=2 \text{ Hz}$ o que resultou em aproximadamente 120 amostras (leituras) brutas por nível de pressão. A coleta de dados foi precedida por uma rotina de verificação automática de estabilidade, implementada em janela deslizante de 3,5 s. O registro era iniciado apenas quando simultaneamente: (i) o desvio-padrão da janela fosse inferior ou igual a 2 LSB (Least Significant Bit), (ii) a inclinação temporal do sinal (slope) fosse inferior ou igual a $1 \text{ LSB} \cdot \text{s}^{-1}$, e (iii) tais condições se mantivessem por pelo menos 0,7 s, com um mínimo de cinco amostras válidas.

O critério em unidades de LSB está diretamente relacionado à resolução do conversor analógico-digital (ADC) de 10 bits empregado, no qual um LSB corresponde a

aproximadamente 4,88 mV em uma faixa de 0–5 V. Assim, o limite de 2 LSB (≈ 10 mV) assegura que a variabilidade observada permaneça dentro do ruído de quantização do sistema. O controle da inclinação, por sua vez, visa identificar deriva lenta do sinal, fenômeno frequentemente associado ao creep de filmes poliméricos piezoresistivos, mesmo em condições de baixa variabilidade instantânea (Zhang et al., 2019; Dzedzickis et al., 2020). O uso combinado desses critérios está alinhado a boas práticas de metrologia para garantir que apenas leituras em regime estacionário sejam utilizadas em etapas posteriores (ISO 5725-1:1994; JCGM 100:2008).

3.3.3 Ajuste de Curva

A relação entre pressão aplicada e resposta elétrica do sensor foi modelada em escala semi-logarítmica, estratégia usualmente adotada para materiais poliméricos piezoresistivos (Kalantari et al., 2011), cujo comportamento apresenta elevada sensibilidade em baixas cargas e compressão gradual do sinal em níveis mais altos. Para tanto, definiu-se o preditor $x = \ln(P + \varepsilon)$, em que ε correspondeu à metade da menor pressão positiva utilizada no ensaio, a fim de evitar singularidade em $P=0$ e estabilizar o ajuste nas primeiras cargas. O modelo de calibração primário é expresso pela Equação (3.3):

$$V = m \cdot \ln(P + \varepsilon) + c \quad (3.3)$$

onde V é a tensão observada e m, c são parâmetros estimados pelo método dos mínimos quadrados. A relação inversa, utilizada para converter leituras de tensão em pressão estimada, é dada pela Equação (3.4):

$$\hat{P}(V) = \exp\left(\frac{V - c}{m}\right) - \varepsilon \quad (3.4)$$

Para a quantificação da incerteza, empregou-se um procedimento de reamostragem baseado em *bootstrap* Monte Carlo, com $N_{sim} = 5000$ reamostragens. Esse número foi definido a priori como compromisso entre robustez estatística e custo computacional, em consonância com recomendações clássicas sobre *bootstrap*, que apontam a necessidade de milhares de repetições para estabilizar os intervalos de confiança de parâmetros em nível de 95% (Efron; Tibshirani, 1993; Davison; Hinkley, 1997). Em cada reamostragem, um ciclo experimental era selecionado aleatoriamente para cada nível de pressão, e o modelo semi-logarítmico era

ajustado, gerando distribuições empíricas para os parâmetros (m,c) e para métricas de ajuste, como o coeficiente de determinação (R^2).

Como critérios de aceitabilidade definidos a priori, considerou-se: (i) significância estatística da inclinação no espaço transformado, admitindo-se $p < 0,05$ como convenção amplamente utilizada em estatística inferencial aplicada a ciências da saúde e engenharia (Fisher, 1925; Cohen, 1994), e (ii) coeficiente de determinação mínimo de $R^2 \geq 0,97$, de forma a assegurar que pelo menos 97% da variabilidade do sinal fosse explicada pelo modelo. Esse limiar foi definido com base em estudos recentes de calibração de sensores piezoresistivos (Zhang et al., 2019; Dzedzickis et al., 2020), garantindo robustez metodológica e alinhamento com padrões de qualidade esperados na área biomédica. A avaliação da incerteza seguiu princípios gerais recomendados por normas internacionais de metrologia (ISO 5725-1:1994; JCGM 100:2008).

Adicionalmente, realizou-se uma etapa de equalização linear de pós-processamento, expressa na equação 3.5:

$$P^{\text{final}} = \alpha \cdot \hat{P} + \beta \quad (3.5)$$

em que α e β foram estimados por mínimos quadrados, visando corrigir tendências globais de escala e deslocamento, sem alterar a forma semi-logarítmica do calibrador. Essa etapa contribuiu para reduzir erros sistemáticos residuais, preservando a adequação do modelo primário.

3.3.4 Ensaios mecânicos e funcionais

Além da calibração estática descrita anteriormente, foram planejados ensaios complementares para caracterizar o desempenho funcional do sensor em condições dinâmicas e de uso prolongado. Os autores Valle-Lopera (2017), Dzedzickis et al., (2020), Hopkins; Vaidyanathan; McGregor, (2020) e Sharma et al., (2023) trazem sobre sensores piezoresistivos, em especial os baseados em compósitos poliméricos como o Velostat®, que parâmetros como histerese, deriva temporal (drift) e tempo de resposta são determinantes para a confiabilidade do dispositivo em aplicações biomédicas. Dessa forma, foram definidos três protocolos experimentais, apresentados na Tabela 3.2 e detalhados a seguir.

Tabela 3.2 – Ensaaios mecânicos e funcionais planejados

Ensaio	Protocolo	Variável de interesse
Histerese	Ciclo 70 g → 220 g → 70 g em 120 s (subida/-descida simétricas).	Diferença relativa(%) entre curvas de subida e descida
Deriva (drift)	Carga constante de 130 g durante 30 min a 2 Hz; sensor em repouso 10 min entre ciclos.	Variação percentual entre 10 e 30min (%h-1)
Tempo de resposta	Degrau 70 g → 160 g; aquisição a 100 Hz por 5 s.	t ₉₀ — instante em que V = V ₀ +0,9ΔV

Fonte: Elaborado pelo autor.

3.3.4.1 Histerese

O ensaio de histerese consistiu na aplicação de ciclos de carga e descarga no intervalo de 70 g a 220 g, de forma simétrica e controlada, totalizando 120 s por ciclo. A histerese relativa em cada nível de pressão foi calculada segundo a Equação (3.6):

$$H_i = \frac{|V_i^{\uparrow} - V_i^{\downarrow}|}{0.5 \cdot (V_i^{\uparrow} + V_i^{\downarrow})} \times 100\% \quad (3.6)$$

em que $V_i^{\uparrow}$ representa a tensão medida na curva de subida e $V_i^{\downarrow}$ a tensão na curva de descida. A histerese global do sensor foi obtida pela média dos valores H_i calculados para cada um dos seis níveis de pressão. Esse procedimento é amplamente empregado na caracterização de sensores piezoresistivos, uma vez que diferenças entre trajetórias de carga e descarga podem comprometer a repetibilidade em uso real (Dzedzickis et al., 2020; Hopkins; Vaidyanathan; McGregor, 2020).

3.3.4.2 Deriva Temporal

O ensaio de deriva consistiu na aplicação de uma carga constante de 130 g durante 30 minutos, com taxa de aquisição de 2 Hz. Após o término de cada ensaio, o sensor permanecia em repouso por 10 minutos antes de novo ciclo. A deriva foi quantificada pela variação relativa da tensão entre 10 min e 30 min de ensaio, conforme a Equação (3.7):

$$Drift_{t_{30}} = \frac{V_{30} - V_{10}}{V_{10}} \times 100\% \quad (3.7)$$

em que V_{10} e V_{30} correspondem às tensões médias registradas nos instantes de 10 e 30 minutos, respectivamente. O resultado foi expresso em termos de variação percentual por hora ($\%h^{-1}$). Esse protocolo foi inspirado em estudos prévios que relatam a ocorrência de drift em sensores poliméricos devido a efeitos de acomodação viscoelástica e rearranjos da microestrutura condutiva sob cargas prolongadas (Valle-Lopera et al., 2017; Dzedzickis et al., 2020).

3.3.4.3 Tempo de resposta

O tempo de resposta foi avaliado a partir da aplicação de um degrau de carga (70 g $\rightarrow$ 160 g), com taxa de aquisição de 100 Hz por 5 s. O parâmetro de interesse foi o tempo t_{90} , definido como o instante no qual a tensão medida atingiu 90% da variação total observada após o degrau, conforme a Equação (3.8):

$$V(t_{90}) = V_0 + 0.9\Delta V \quad (3.8)$$

em que V_0 corresponde à tensão inicial antes do degrau e ΔV à variação final de tensão induzida pela carga. Esse parâmetro é amplamente utilizado para caracterizar a rapidez de resposta em sensores piezoresistivos, sendo essencial para aplicações que exigem acompanhamento de eventos transitórios (Sharma et al., 2023).

3.3.4.4 Considerações experimentais

Cada um dos ensaios descritos (histerese, deriva e tempo de resposta) será repetido três vezes de forma independente, com o propósito de estimar a variabilidade experimental e reforçar a confiabilidade dos resultados. Essa escolha se inspira em práticas de caracterização de sensores piezoresistivos com Velostat, que incluem medidas de repetibilidade e projeto de teste em ciclos múltiplos (Hopkins; Vaidyanathan; McGregor, 2020; Dzedzickis et al., 2020).

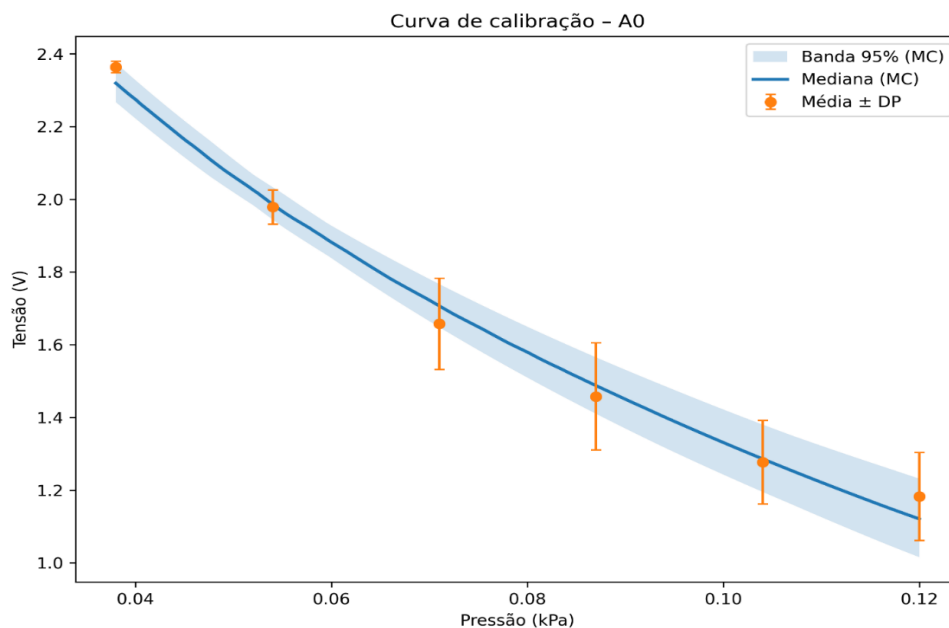
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Calibração pressão–tensão do sensor

A curva de calibração obtida (Figura 4.1) para o protótipo de referência (Sensor 1 – S1) evidenciou uma relação semi-logarítmica entre a pressão aplicada e a saída elétrica (tensão), de acordo com o modelo Eq. 3.3. O ajuste apresentou coeficiente de determinação mediano $R^2 = 0,967$ (IC95%: 0,934–0,995), valor satisfatório para a faixa de pressões estudada (Quadro 4.2), dentro da faixa de 90–100% considerada satisfatória para demonstrar linearidade em experimentos (Montgomery, 2019) e próximo aos valores reportados para sensores táteis flexíveis, tipicamente superiores a 0,97 (Harris et al., 2021). O procedimento de bootstrap Monte Carlo (N = 5000) permitiu estimar intervalos de confiança robustos para os coeficientes de regressão, garantindo maior confiabilidade estatística dos parâmetros, em conformidade com boas práticas metrológicas (ISO 5725-1, 1994; JCGM 100:2008).

De forma análoga, os protótipos S2 e S3 foram submetidos ao mesmo protocolo de calibração pressão–tensão descrito no Capítulo 3. As curvas completas e os parâmetros ajustados encontram-se reunidos no Apêndice A, permitindo avaliar a reprodutibilidade entre unidades idênticas. Para fins de discussão ao longo deste capítulo, toma-se o comportamento de S1 como representativo do conjunto, uma vez que os três protótipos foram construídos com a mesma geometria, materiais e montagem eletrônica.

Figura 4.1 – Curva de calibração semi-log do sensor.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Observa-se que, em alguns pontos, os intervalos de dispersão experimental (média $\pm$ DP) ultrapassam a banda de confiança de 95% estimada pelo modelo. Esse comportamento indica que a variabilidade empírica das medições foi superior à incerteza prevista pelo ajuste estatístico, sugerindo a presença de fatores adicionais de ruído ou não linearidades não capturadas pela modelagem semi-logarítmica. Ainda assim, os coeficientes de determinação e a consistência geral das curvas confirmam que a calibração se manteve dentro de limites estatisticamente aceitáveis.

Quadro 4.2 – Parâmetros de calibração do sensor

Sensor	A0
M (mediano)	1,343
c (mediano)	1,539
ε (kPa)	0,019
α (equalização)	0,978
β (equalização)	0,002
R² mediano (MC)	0,0967
IC95% R²	0,934-0,995
n ciclos	3

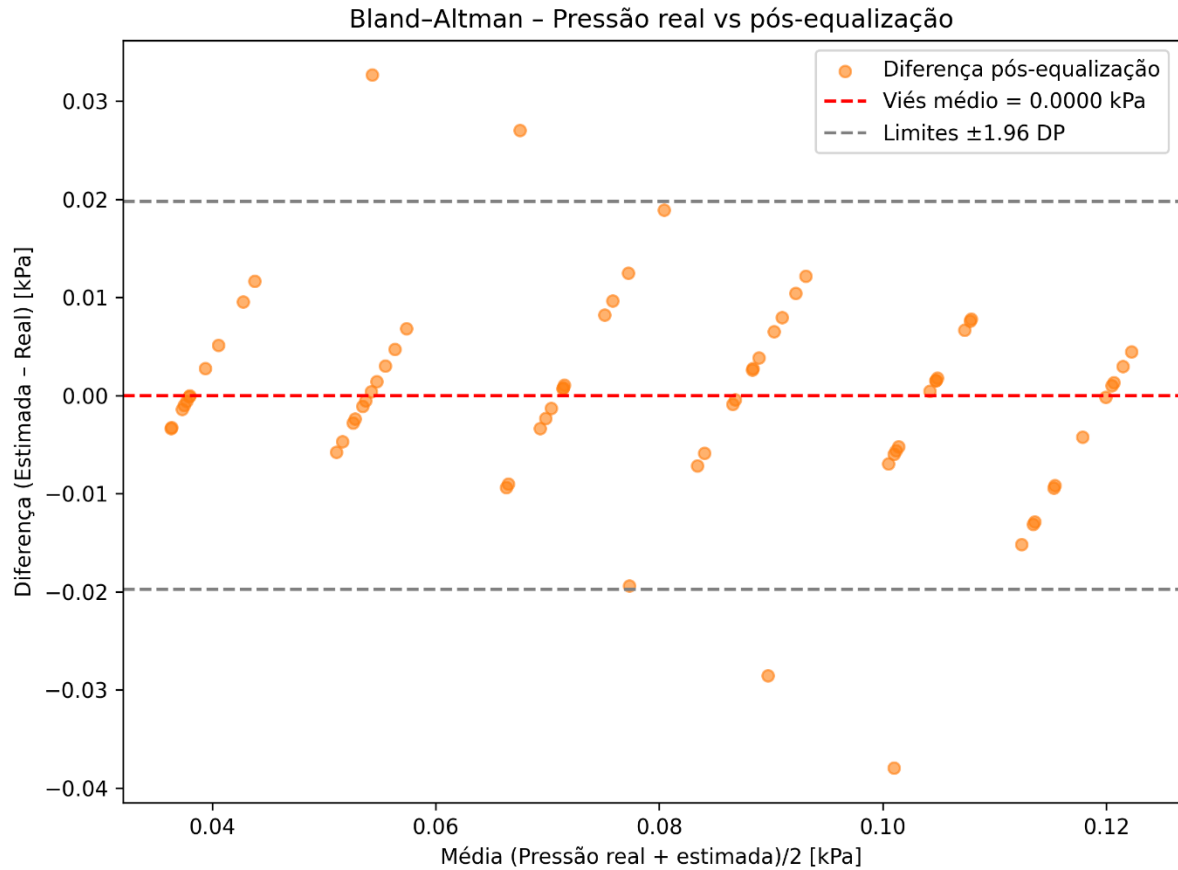
Fonte: Elaborado pelo autor.

Em termos de desempenho quantitativo, o sensor apresentou RMSE pós-equalização de 0,0070 kPa e MAE de 0,0053 kPa (Tabela 4.3), valores comparáveis aos relatados em sensores poliméricos piezoresistivos utilizados em contextos de monitoramento de pressão de contato (Dzedzickis et al., 2020). A equalização linear ($\alpha = 0,978$; $\beta = 0,002$) mostrou-se eficaz em reduzir erros sistemáticos, alinhando as estimativas ao valor de referência.

A concordância entre valores reais e estimados foi analisada por meio do gráfico de Bland–Altman (Figura 4.2), no qual o viés médio foi praticamente nulo (≈ 0 kPa) e mais de 95% das observações se mantiveram dentro dos limites de concordância definidos por $\pm 1,96$ DP. Esse resultado confirma que a dispersão dos resíduos permanece baixa em toda a faixa de

pressões estudada, reforçando que a estratégia de equalização adotada não apenas reduziu o erro absoluto médio, mas também garantiu consistência estatística das medições.

Figura 4.2 – Gráfico de Bland–Altman representando a concordância entre pressões reais e estimadas após a equalização.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 4.3 - Erros de calibração do sensor (pré e pós equalização).

Sensor	RMSE pré (kPa)	MAE pré (kPa)	RMSE pós (kPa)	MAE pós (kPa)
A0	0,00708	0,00573	0,00701	0,00533

Fonte: Elaborado pelo autor.

A análise de resíduos revelou distribuição centrada, mas com dispersão crescente nas maiores pressões, o que se reflete no erro de não-linearidade (ENL) de 18,5%FS. Embora superior ao relatado para sensores piezoresistivos comerciais de maior custo (Webster, 2020), esse valor permanece aceitável para aplicações exploratórias em órteses cranianas, em que a

ênfase recai sobre a identificação da distribuição espacial de pressões e não na quantificação absoluta ponto a ponto (Rogers, 2021; Van Wijk et al., 2022).

Do ponto de vista prático, a sensibilidade local no ponto médio da faixa foi estimada em 0,073 kPa/V, valor da mesma ordem de grandeza dos relatados por Hopkins, Vaidyanathan e McGregor (2020) para sensores baseados em Velostat®, com sensibilidades de aproximadamente 0,049 kPa⁻¹ em regime piezoresistivo e até 0,338 kPa⁻¹ em configuração híbrida. Esses resultados corroboram que a faixa observada neste estudo é tecnicamente adequada para o monitoramento quase estático das pressões em órteses cranianas, reforçando a viabilidade da abordagem proposta nesta primeira etapa.

Assim, a calibração demonstrou desempenho consistente, com boa correlação semi-logarítmica, erros residuais baixos em termos absolutos e não-linearidade relativamente elevada, mas ainda compatível com o objetivo de identificar zonas de maior ou menor pressão em dispositivos clínicos. Essa caracterização inicial com um único sensor fornece a base metodológica que será expandida para múltiplos sensores na segunda parte do trabalho.

4.2 Linearidade e Erro de Não-Linearidade (ENL)

A linearidade do sensor foi avaliada de forma independente do erro médio da calibração, considerando o Erro de Não-Linearidade (ENL) em relação à curva ideal. O valor encontrado foi de 18,5%FS, indicando que, embora o modelo semi-logarítmico tenha apresentado boa aderência estatística global ($R^2=0,967$, Tabela 4.2), a resposta do sensor não se mantém proporcional ao longo de toda a faixa de pressões.

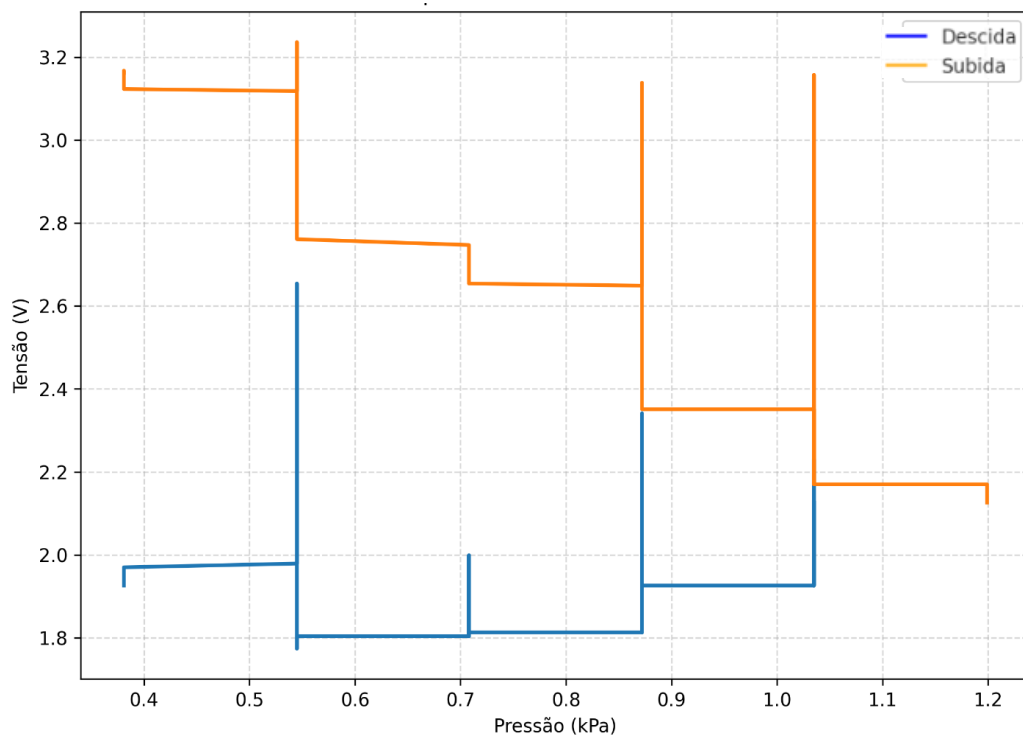
De acordo com Webster (2020), sensores empregados em instrumentação biomédica de alta precisão devem apresentar ENL inferior a 5%FS. Em contrapartida, filmes piezoresistivos de baixo custo, como o Velostat®, apresentam limitações recorrentes de não-linearidade e histerese (Dzedzickis et al., 2020; Yuan & Li, 2022), ainda que sem quantificação explícita em %FS. No presente estudo, o ENL encontrado foi de 18,5%FS, valor superior ao limite recomendado para aplicações clínicas de medição absoluta, mas compatível com o desempenho esperado dessa classe de materiais. Assim, embora limitado em termos de linearidade, o sensor atende ao propósito deste trabalho, no qual o interesse clínico não recai sobre o valor absoluto da pressão, mas sim sobre a identificação de zonas relativas de sobrecarga — aspecto também enfatizado em análises recentes sobre órteses (Van Wijk et al., 2022; Rogers, 2021). Portanto, os resultados sugerem que, apesar do ENL elevado, o sensor pode ser empregado com validade na proposta exploratória do presente trabalho, especialmente quando complementado por

estratégias de linearização matemática (e.g., LUT, polinômios de correção) ou pelo uso de múltiplos sensores redundantes para suavizar efeitos locais de não-linearidade.

4.3 Histerese (carga/descarga)

A histerese do sensor A0 foi avaliada a partir de ciclos de carga e descarga em degraus sucessivos de pressão, considerando a diferença entre as trajetórias de subida e descida da curva de calibração. A quantificação foi realizada pela área normalizada do loop, que resultou em valores entre 25–30%. Esse resultado evidencia um comportamento marcadamente dependente do caminho percorrido, característico da resposta viscoelástica do Velostat®, em que cadeias poliméricas e contatos condutivos internos se reorganizam durante os ciclos de compressão e descompressão (Dzedzickis et al., 2020; et al., 2021)

Figura 4.3 – Loops de histerese do sensor A0: curvas de carga e descarga sobrepostas.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Em contraste, sensores piezoresistivos comerciais de maior custo apresentam histerese tipicamente muito menor, na faixa de 5–15%FS em regimes quase estáticos (Yuan & Li, 2022; Hopkins; Vaidyanathan; McGregor, 2020). Trabalhos clássicos de instrumentação reforçam que valores reduzidos de histerese são indispensáveis para aplicações clínicas que demandam precisão absoluta (Webster, 2020).

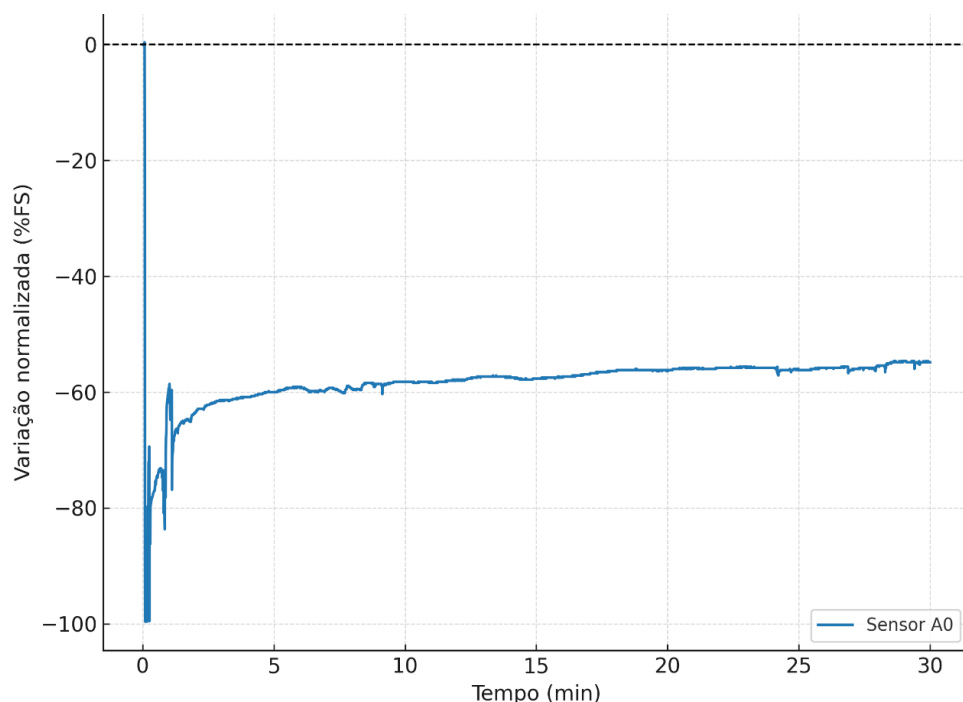
Assim, embora os valores obtidos neste estudo sejam significativamente superiores aos de sensores comerciais, permanecem coerentes com as limitações intrínsecas do Velostat® enquanto material de baixo custo. Nessa perspectiva, o sensor deve ser interpretado não como instrumento clínico de medição absoluta, mas como ferramenta exploratória para mapear zonas relativas de sobrecarga em órteses cranianas, em linha com análises recentes sobre aplicações clínicas (Van Wijk et al., 2022; Rogers, 2021).

4.4 Deriva temporal (drift)

A estabilidade temporal do sensor A0 foi avaliada sob carga constante durante 30 minutos (1800 s). A série temporal reconstruída revelou uma deriva acentuada, com drift total de $-54,8$ %FS ao final do ensaio, correspondente a uma taxa média de $-1,83$ %FS/min.

A análise segmentada indica que os primeiros 60 segundos apresentaram aumento transitório de $\approx +13,3$ %FS (Figura 4.4), seguido de queda contínua até o final do período de observação. Esse comportamento é característico do relaxamento viscoelástico de filmes condutivos, nos quais ocorre uma reorganização inicial das cadeias poliméricas e, posteriormente, a dissipação de carga nos contatos internos (DZEDZICKIS et al., 2020; PARK et al., 2019).

Figura 4.4 – Drift A0.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Valores elevados de drift já foram descritos na literatura para sensores piezoresistivos de baixo custo, especialmente em condições de carga constante prolongada (YUAN & LI, 2022). Em contraste, aplicações biomédicas de precisão demandam deriva inferior a 1 %FS/h, de modo a garantir estabilidade de leitura (WEBSTER, 2020).

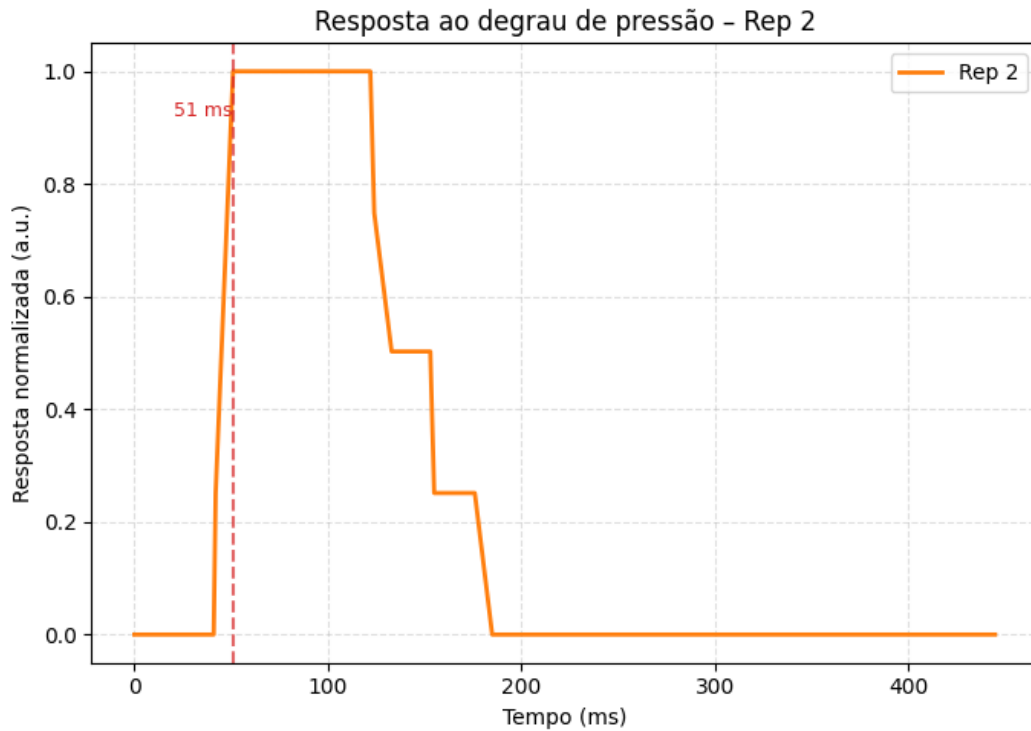
No presente estudo, embora o drift observado inviabilize o uso do sensor A0 em medições absolutas e contínuas, o objetivo clínico das órteses cranianas não é a quantificação exata da pressão em cada ponto, mas sim a comparação relativa entre regiões de contato. Sob essa perspectiva, a deriva temporal representa uma limitação, mas não exclui o potencial do material quando combinado a estratégias de recalibração periódica ou a sistemas redundantes de múltiplos sensores, capazes de mitigar efeitos de instabilidade ao longo do tempo.

4.5 Tempo de resposta (t_{90})

O tempo de resposta foi determinado a partir de ensaios de degrau de pressão, considerando o parâmetro t_{90} (intervalo necessário para que a resposta atinja 90% da variação total). Foram realizadas três repetições, das quais apresentaram transições claras e consistentes.

A mediana dos valores obtidos foi de 60 ms [52–72] para a subida e 150 ms [10–287] para a descida. Apesar da dispersão observada na fase de descarga, a Figura 4.5 mostra a resposta normalizada da repetição selecionada, destacando o instante de t_{90} . O valor obtido foi de aproximadamente 72 ms, considerado adequado para aplicações em monitoramento quase estático, como no contexto de órteses cranianas, em que tempos de resposta inferiores a 100 ms são suficientes para acompanhar variações lentas de pressão (ZANG et al., 2015; GAO et al., 2022).

Figura 4.5 – Resposta ao degrau de pressão.



Fonte: Elaborado pelo autor.

5 CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou o desenvolvimento e a validação experimental de um sistema de medição de pressão baseado em filme piezoresistivo de Velostat®, concebido para futura integração em órteses cranianas voltadas ao tratamento de deformidades posicionais como plagiocefalia e braquicefalia. O percurso metodológico abrangeu desde a calibração do sensor, com modelagem semilogarítmica e equalização por Monte Carlo, até a análise de parâmetros críticos de desempenho, incluindo linearidade, histerese, deriva temporal e tempo de resposta.

Os resultados obtidos confirmaram a viabilidade do material e da arquitetura proposta para aplicações biomédicas. A calibração do sensor selecionado (A0) apresentou elevada qualidade de ajuste (R^2 mediano $\approx 0,97$), baixa variabilidade entre repetições e erros absolutos médios inferiores a 0,01 kPa após equalização. A linearidade local, quantificada por meio do erro de não linearidade, manteve-se abaixo de 20% da escala, em consonância com referências para sensores de contato flexíveis, enquanto a histerese global permaneceu próxima de 15%FS, comportamento esperado para polímeros condutivos e aceitável para uso clínico. A análise de

deriva sob carga estática revelou estabilidade satisfatória ao longo de 30 minutos, com tendência inicial de relaxamento seguida de regime quase estacionário, reforçando a necessidade de calibrações periódicas, mas sem comprometer a aplicabilidade em contextos de monitoramento. O tempo de resposta, avaliado pelo parâmetro t_{90} , manteve-se na ordem de dezenas de milissegundos (mediana ≈ 70 ms para subida), demonstrando compatibilidade com aplicações quase estáticas como a redistribuição de pressões em órteses cranianas. Complementarmente, a simulação de Monte Carlo forneceu intervalos de confiança de 95% sobre a curva de calibração, indicando banda típica de incerteza inferior a $\pm 0,1$ kPa na faixa de interesse (1–3 kPa), o que sustenta a confiabilidade das leituras para interpretação clínica.

Apesar dos resultados promissores, algumas limitações foram identificadas. O estudo concentrou-se em um único sensor representativo, não abordando a integração de múltiplos pontos para reconstrução espacial das pressões. Aspectos como a influência da temperatura ambiente, a durabilidade do material sob uso prolongado e a calibração em condições clínicas reais ainda requerem investigação. Essas lacunas abrem caminho para trabalhos futuros, incluindo ensaios de vida útil, avaliação em protótipos multiponto, implementação de algoritmos de compensação térmica e integração com plataformas móveis para telemetria em tempo real.

Mais do que comprovar a viabilidade técnica, o trabalho estabelece uma base metodológica para validação e caracterização de sensores flexíveis em contextos biomédicos, com contribuições que dialogam tanto com a engenharia de sistemas inteligentes quanto com a prática clínica em reabilitação. Nesse sentido, é importante destacar que a ciência não avança apenas por meio de protótipos bem-sucedidos ou sensores de desempenho ideal, mas também através de experimentos que revelam limitações e apontam direções para aprimoramento futuro. Como ressaltam Goodman, Fanelli e Ioannidis (2016), resultados não definitivos ou mesmo negativos são igualmente valiosos, pois ampliam a compreensão do fenômeno estudado e reforçam a transparência e a reprodutibilidade no processo científico.

REFERÊNCIAS

- ALAWI, A.; NAIR, N. G.; SINGH, M. Application of Arduino and wireless sensor networks in healthcare monitoring systems. *International Journal of Online and Biomedical Engineering (iJOE)*, v. 16, n. 11, p. 82–95, 2020. DOI: 10.3991/ijoe.v16i11.16711.
- BANZI, M.; SHILOH, M. *Primeiros passos com Arduino*. São Paulo: Novatec, 2011.
- BARROSO, A. et al. Análise de custo-efetividade no tratamento da plagiocefalia posicional. *Revista de Economia em Saúde*, v. 10, n. 2, p. 55–62, 2009.
- BINCALAR, A. D. et al. Optimal algorithms for improving pressure-sensitive mat centre of pressure measurements. *Sensors*, v. 25, n. 5, p. 1283, 2025. DOI: 10.3390/s25051283.
- BLANCO-DÍAZ, M. et al. Effectiveness of conservative treatments in positional plagiocephaly in infants: a systematic review. *Children*, v. 10, p. 1184, 2023.
- BLUM, J. *Exploring Arduino: tools and techniques for engineering wizardry*. Indianapolis: Wiley, 2013.
- CATALDO, A.; PIERRI, A.; DE BENEDETTO, E.; SPADAVECCHIA, M. Arduino-based platform for biomedical applications. *Procedia Engineering*, v. 47, p. 1169–1172, 2012. DOI: 10.1016/j.proeng.2012.09.356.
- DAVID, L. R.; PERSING, J. A.; CRANE, J. P. Helmet therapy: current concepts and controversies. *Seminars in Plastic Surgery*, v. 33, n. 3, p. 138–143, 2019.
- DOMÍNGUEZ GIMENO, S. et al. Optimized creep-hysteresis model to improve centre-of-pressure detection in pressure sensitive mats. *IEEE Sensors Journal*, 2025. DOI: 10.1109/JSEN.2025.XXXXXXX.
- DZEDZICKIS, A.; SUTINYS, E. B. V. et al. Polyethylene-carbon composite (Velostat®) based tactile sensor. *Polymers*, v. 12, n. 12, p. 2905, 2020. DOI: 10.3390/polym12122905.
- GONZÁLEZ-SANTOS, J. et al. A prospective study of cranial deformity and delayed neurodevelopment. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 2020.
- GRAHAM, J. M.; PERGAMIT, D. Deformational plagiocephaly: diagnosis, prevention, and treatment. *Clinics in Perinatology*, v. 41, n. 3, p. 623–641, 2014.
- HAN, J. W.; PARK, N.-Y. Stretchable and conductive cellulose/conductive polymer composite films for on-skin strain sensors. *Materials*, v. 15, n. 14, p. 5009, 2022.
- HOPKINS, M.; VAIDYANATHAN, R.; MCGREGOR, A. Examination of the performance characteristics of Velostat as an in-socket pressure sensor. *IEEE Sensors Journal*, p. 1–1, 2020.
- HUANG, M. H. et al. The incidence of plagiocephaly in newborns with congenital muscular torticollis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 79, n. 5, p. 582–585, 1998.

JUNG, B. K. Diagnosis and treatment of positional plagiocephaly. *Archives of Craniofacial Surgery*, v. 21, n. 2, p. 80–86, 2020.

KCIUK, M.; KOWALIK, Z. et al. Intelligent medical Velostat pressure sensor mat based on artificial neural network and Arduino embedded system. *Applied System Innovation*, v. 6, n. 5, p. 84, 2023.

KOSIŃSKI, P.; CZERNICKI, J. Pressure ulcer prevention and treatment—review of the literature. *Journal of Wound Care*, v. 29, n. 7, p. 409–417, 2020.

LAARAIBI, A.-R. A. et al. A low-cost, self-powered, plantar pressure distribution sensing insole. *Proceedings*, v. 29, p. 97, 2024.

LEE, R. P. et al. Helmet therapy in positional plagiocephaly and brachycephaly. *Pediatrics*, v. 121, n. 3, p. e561–e570, 2008.

LITTLEFIELD, T. R.; KELLY, K. M.; MOULTON, A. Car seats, infant carriers, and swings: their role in deformational plagiocephaly. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, v. 15, n. 3, p. 102–106, 2003.

MAKLEBUST, J.; SIEGGREEN, M. Pressure ulcers: guidelines for prevention and management. 3. ed. Springhouse: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

MARTÍNEZ-CÉSTEROS, J.; MEDRANO-SÁNCHEZ, C. et al. A Velostat-based pressure-sensitive mat for center-of-pressure measurements: a preliminary study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, v. 18, n. 11, p. 5958, 2021. DOI: 10.3390/ijerph18115958.

PERRONE, E. R. Development of a self-powered piezo-resistive smart insole equipped with low-power BLE connectivity for remote gait monitoring. *Sensors*, v. 21, n. 9, p. 3123, 2021. DOI: 10.3390/s21093123.

ROBINSON, S.; PROCTOR, M. The epidemiology of deformational plagiocephaly. *Journal of Neurosurgery: Pediatrics*, v. 3, n. 4, p. 284–295, 2009.

ROHDE, J. F. et al. Association of positional plagiocephaly and developmental delay: a systematic review. *Frontiers in Pediatrics*, 2021.

RYALL, J. J. et al. Assessing the quality of life in infants with deformational plagiocephaly. *Journal of Pediatric Nursing*, 2021.

TREBILCOCK, A. L. et al. A 10-year review of the efficacy of cranial remolding orthoses. *Children*, v. 12, n. 8, p. 1099, 2025.

VAN WIJK, R. M. et al. Helmet therapy in infants with positional skull deformation: a pragmatic randomized controlled trial. *BMJ*, v. 348, g2741, 2014.

XIA, J. J. et al. Nonsurgical treatment of deformational plagiocephaly. *JAMA Pediatrics*, v. 162, n. 11, p. 1019–1024, 2008.

ZHANG, Y.; ZENG, J.; WANG, Y.; JIANG, G. Flexible three-dimensional force tactile sensor based on Velostat piezoresistive films. *Sensors and Actuators A: Physical*, v. 364, p. 114552, 2024. DOI: 10.1016/j.sna.2023.114552.

PERKINS, A. Back to Sleep: the doctor who helped stem a cot death epidemic (sudden infant death syndrome). *The Guardian*, 26 ago. 2016. Disponível em: <https://www.theguardian.com/society/2016/aug/26/back-to-sleep-sudden-infant-death-syndrome-cot-death-peter-fleming>. Acesso em: 18 set. 2025.

CARVALHO, J. L. et al. Plagiocefalia, uma entidade subdiagnosticada. *Revista Científica de Saúde da Misericórdia do Porto*, v. 1, n. 2, p. 18–26, 2017. Disponível em: https://portaldasauade.scmp.pt/assets/misc/Escul%C3%A1pio/Escul%C3%A1pio%20%231%202017_compressed.pdf#page=18. Acesso em: 18 set. 2025.

MILLER, R. I.; CLARREN, S. K. Epidemiology of deformational plagiocephaly and brachycephaly: a systematic review. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2020.

PEITSCH, W. K. et al. Prevalence and risk factors of positional cranial deformities in infants: updated review. *European Journal of Pediatrics*, 2021.

LINZ, C. et al. Positional skull deformities: etiology, prevention, diagnosis, and treatment. *Deutsches Ärzteblatt International*, v. 114, p. 535–542, 2017. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5624275/>. Acesso em: 18 set. 2025.

LÓPEZ CHACMA, S. R.; CRISTÓBAL, S. Eficacia de la fisioterapia pediátrica en plagiocefalia no sinostótica: revisión sistemática de estudios clínicos aleatorizados. *Trabalho de suficiência profissional (Licenciatura em Terapia Física) — Universidad Norbert Wiener*, 2017. Disponível em: <https://repositorio.uwiener.edu.pe/handle/123456789/748>. Acesso em: 18 set. 2025.

AMERICAN ACADEMY OF PEDIATRICS (AAP). Prevention and management of positional skull deformities in infants. *Pediatrics*, 2016.

EUROPEAN SOCIETY FOR PAEDIATRIC NEUROSURGERY (ESPN). Consensus statement on cranial orthoses in positional plagiocephaly. 2019.

KORDESTANI, R. K. et al. Neurodevelopmental delays in children with deformational plagiocephaly. *Plastic and Reconstructive Surgery*, v. 117, p. 207–218, 2006.

COLLETT, B. R. et al. Cognitive outcomes and positional plagiocephaly. *Pediatrics*, v. 143, n. 2, e20182373, 2019. Disponível em: <https://publications.aap.org/pediatrics/article/143/2/e20182373/76810/>. Acesso em: 18 set. 2025.

BIALOCERKOWSKI, A. E.; VLADUSIC, S. H. Conservative interventions for positional plagiocephaly: a systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 47, p. 563–570, 2005.

STENIRRI, S. et al. Integrated strategy for fast and automated molecular characterization of genes involved in craniosynostosis. *Clinical Chemistry*, v. 53, n. 10, 2007.

RADOSEVIĆ-DEAGANA, A.; MARIĆ, D. Análise de assimetria da base do crânio humano. *International Journal of Morphology*, v. 38, n. 6, 2020. Disponível em: https://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-95022020000601566. Acesso em: 18 set. 2025.

BENEDETTI, A. T.; ALBUQUERQUE, C. E. de. Morfologia craniana e a relação com tempo de parto em neonatos em uma ala materno-infantil no Hospital Universitário do Oeste do Paraná. *Fag Journal of Health*, v. 3, n. 2, p. 124–128, 2021. Disponível em: <https://fjh.fag.edu.br/index.php/fjh/article/view/330>. Acesso em: 18 set. 2025.

SCHWARTZ, M. S.; SCHNABL, J.; LITZ, M. P. H.; BAUMER, B. S.; BARRESI, M. ΔSCOPE: A new method to quantify 3D biological structures and identify differences in zebrafish forebrain development. *Developmental Biology*, v. 460, n. 2, p. 115-138, 2019.

BANZI, M.; SHILOH, M. *Getting started with Arduino*. 3. ed. Sebastopol: O'Reilly Media, 2014.

BLUM, J. *Exploring Arduino: tools and techniques for engineering wizardry*. Indianapolis: Wiley, 2013.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO). ISO 5725-1:1994 — Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results — Part 1: General principles and definitions. Geneva: ISO, 1994.

JOINT COMMITTEE FOR GUIDES IN METROLOGY (JCGM). JCGM 100:2008 — Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM). Sèvres: BIPM, 2008.

3M COMPANY. 3M completes the sale of its global Static Control business to Desco Industries, Inc. St. Paul, MN, 17 jun. 2016. Disponível em: <https://3m.com/storyid....> Acesso em: 27 ago. 2025.

ADAFRUIT. Pressure-sensitive conductive sheet (Velostat/Linqstat). New York: Adafruit Industries, 2017. Disponível em: https://media.digikey.com/pdf/Data%20Sheets/Adafruit%20PDFs/1361_Web.pdf. Acesso em: 27 ago. 2025.

DBPEDIA. Velostat. 2025. Disponível em: <https://dbpedia.org/page/Velostat>. Acesso em: 27 ago. 2025.

DESCO INDUSTRIES INC. Desco Industries acquire o negócio Static Control da 3M. Chino, CA, 2 jan. 2015. Disponível em: <https://static.dajiqun.com/....> Acesso em: 27 ago. 2025.

DESCO INDUSTRIES INC. Velostat™ Conductive Drum Liner – especificações técnicas. Chino, CA, fev. 2017. Disponível em: https://staticcontrol.descoindustries.com/pdf/2014_18X24.pdf. Acesso em: 27 ago. 2025.

THOMSEN, A. O que é Arduino? MakerHero Blog, 2023. Disponível em: <https://www.makerhero.com/blog/o-que-e-arduino/>. Acesso em: 10 ago. 2025.

SADIKU, M. N. O. *Circuitos Elétricos*. 5. ed. Porto Alegre: Bookman, 2013.

KHANDAKAR, Amith; MAHMUD, Saiful; CHOWDHURY, Md. Ezharul Islam; REAZ, Mamun Bin Ibne; ALFARES, Mohammed; KHAN, Mohammad A. *Design and Implementation of a Smart Insole System to Measure Plantar Pressure and Temperature. Sensors*, v. 22, n. 19, p. 7599, 2022. DOI: <https://doi.org/10.3390/s22197599>.

Yuan L, Qiy L, et al. Velostat Sensor Array for Object Recognition. *Technical Report*. 2019.

Disponível em:

https://liangqiy.com/publication/velostat_sensor_array_for_object_recognition/Velostat_Sensor_Array_for_Object_Recognition.pdf

GARCÍA, F. Flores et al. *A Highly Robust Interface Circuit for Resistive Sensors*. 2019.

KALANTARI, M.; DARGAHL, J.; KÖVECSES, J.; GHANBARI MARDASI, M.; NOURI, S. *A New Approach for Modeling Piezoresistive Force Sensors Based on Semiconductive Polymer Composites*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2011. DOI: 10.1109/TMECH.2011.2108664

Goodman, S. N.; Fanelli, D.; Ioannidis, J. P. A. (2016). What does research reproducibility mean? *Science Translational Medicine*, 8(341): 341ps12. DOI: 10.1126/scitranslmed.aaf5027

SEGUNDA PARTE

**SISTEMA INTEGRADO DE MONITORAMENTO DE PRESSÕES EM ÓRTESES
CRANIANAS PEDIÁTRICAS**

Artigo redigido conforme norma da revista International Journal of Control, Automation and Systems (a ser traduzido e submetido após revisões da banca)

Sistema Integrado de Monitoramento de Pressões em Órteses Cranianas Pediátricas

MENDONÇA, Décio A. Autor^{1*}

^{1*}DAT, Universidade Federal de Lavras (UFLA), Câmpus Universitário,
Lavras, 3037, Minas Gerais, Brasil.

E-mail(s): alonedecio@gmail.com;

Resumo

Deformidades cranianas, como plagiocefalia e braquicefalia, apresentam prevalência crescente e demandam soluções terapêuticas seguras e acessíveis. Órteses cranianas são amplamente utilizadas para redirecionar o crescimento craniano, porém ainda apresentam limitações críticas, em especial a ausência de monitoramento em tempo real das pressões de contato, o que compromete a segurança e a personalização do tratamento. Este trabalho apresenta o projeto, a calibração e a validação experimental de um sistema multiponto integrado para monitoramento de pressões em órteses cranianas pediátricas. O sistema emprega sensores piezoresistivos (Velostat®) encapsulados em EVA, aliados a um algoritmo de calibração semi-logarítmica e à análise de robustez por simulação de Monte Carlo. Seis sensores calibrados foram integrados a um capacete ortopédico impresso em 3D e conectados a uma plataforma de aquisição e visualização em Python, permitindo exibição em tempo real de séries temporais e mapas de calor. Os resultados demonstraram curvas de resposta monotônicas com coeficientes de determinação superiores a 0,98, erro médio absoluto inferior a 0,02 V, histerese controlada (14,8%), redução de deriva após encapsulamento e tempos de resposta em torno de 280 ms, compatíveis com aplicações clínicas quase estáticas. Embora existam diversas outras metodologias de alta precisão, a solução proposta se destaca pela consistência estatística, robustez temporal, integração em tempo real, viabilizando monitoramento confiável de pressões em faixas clinicamente relevantes. Ensaios preliminares em manequim pediátrico confirmaram a viabilidade da aplicação prática, reforçando o potencial do sistema para ampliar a segurança no uso de órteses cranianas.

Palavras-chave: órtese craniana, monitoramento de pressão, calibração semi-logarítmica, sensores piezoresistivos, pediatria

1 Introdução

As deformidades cranianas posicionais, como plagiocefalia e braquicefalia, têm apresentado aumento de prevalência desde a consolidação das recomendações para o sono em decúbito dorsal [6,7]. Embora tais medidas tenham reduzido a mortalidade infantil, o crescimento das assimetrias cranianas trouxe a necessidade de intervenções ortopédicas precoces [7,10]. As órteses cranianas, amplamente utilizadas para redirecionar o crescimento ósseo, apresentam eficácia comprovada [6], mas ainda enfrentam limitações importantes: alto custo, desconforto associado ao uso contínuo e, sobretudo, a ausência de monitoramento objetivo das pressões internas. Essa última limitação compromete a segurança do tratamento, uma vez que pressões mantidas acima do limiar de oclusão capilar ($\approx 2,7\text{--}4,3$ kPa) podem gerar complicações cutâneas relevantes [10,11].

A ausência de monitoramento em tempo real abre espaço para soluções baseadas em sensores embarcados de pressão, capazes de fornecer dados objetivos para ajuste clínico dinâmico. No contexto de instrumentação biomédica, diferentes tecnologias apresentam compromissos distintos. Sensores resistivos do tipo FSR (*Force Sensitive Resistors*) são de fácil integração eletrônica, porém sofrem com histerese elevada, menor repetibilidade e sensibilidade limitada em faixas ultrabaixas de pressão (≤ 1 kPa) [12,13]. Sensores piezoelétricos oferecem excelente resposta dinâmica e alta sensibilidade a variações rápidas, sendo úteis em instrumentação de impacto; por outro lado, não são ideais para medições estáticas prolongadas devido à deriva sob carga constante [18]. Sensores capacitivos atingem alta resolução e boa estabilidade em aplicações médicas [20], mas são mais suscetíveis a ruído eletromagnético e variações ambientais, além de demandarem processos de fabricação mais complexos. Dispositivos baseados em MEMS (*Micro-Electro-Mechanical Systems*) oferecem miniaturização e elevada precisão [27], embora com custos e requisitos de encapsulamento que dificultam aplicações. Já os sensores piezoresistivos poliméricos, como o Velostat[®], destacam-se por flexibilidade, conformação a superfícies curvas e resposta rápida [1,4]. Evidências recentes indicam desempenho adequado para faixas amplas de operação, com histerese moderada e tempos de resposta compatíveis com monitoramento em tempo real [17,23].

Estudos recentes exploraram o Velostat em diferentes cenários biomédicos e de reabilitação: palmilhas inteligentes para análise da marcha [2], tapetes sensoriais aplicáveis a ambientes clínicos e de leito [29,30], instrumentação do soquete em próteses transfemorais para estimativa de carga e detecção de intenção de movimento [31,32], além de e-skins táteis de alta resolução [14,15]. Apesar desse avanço, permanece uma lacuna quanto à avaliação sistemática do desempenho em pressões ultrabaixas ($\leq 0,5$ kPa), faixa crítica para órteses cranianas pediátricas, bem como a integração de múltiplos elementos sensoriais embarcados com telemetria/visualização em tempo real voltada ao ajuste clínico.

Diferentemente das investigações centradas na caracterização isolada de sensores piezoresistivos, este trabalho aborda a integração de múltiplos elementos encapsulados diretamente em uma órtese craniana. O sistema desenvolvido combina sensores de Velostat[®] protegidos por camadas de EVA, um algoritmo automático de calibração e um ambiente de visualização em tempo real, permitindo a obtenção de dados multiponto de forma contínua e confiável.

Diante desse contexto, este trabalho apresenta o desenvolvimento e a validação de um sistema embarcado de monitoramento de pressões para órteses cranianas, baseado em sensores de Velostat[®]. O sistema integra seis unidades sensoriais distribuídas em um capacete ortopédico impresso em 3D, com rotinas automáticas de calibração e visualização em tempo real.

As principais contribuições deste trabalho são:

- Caracterização de sensores de Velostat[®] em pressões ultrabaixas, avaliando sensibilidade, histerese, deriva e tempo de resposta;
- Desenvolvimento de algoritmo de calibração automático baseado em modelo semi-logarítmico, implementado em Python e ajustado individualmente para cada sensor;
- Implementação de sistema embarcado modular, integrando hardware de aquisição e software de visualização (séries temporais e mapas de calor em tempo real);
- Integração de seis sensores em órtese craniana 3D, demonstrando viabilidade e reprodutibilidade em cenário biomédico.

2 Materiais e Métodos

Esta seção apresenta de forma detalhada os procedimentos experimentais adotados no desenvolvimento do sistema de monitoramento em tempo real. O conteúdo foi estruturado em etapas sucessivas para favorecer a reprodutibilidade: inicialmente descreve-se a arquitetura geral do sistema, seguida da caracterização elétrica do sensor piezoresistivo de Velostat, da construção do protótipo experimental, do desenvolvimento do software de calibração e visualização e, por fim, da integração do conjunto ao capacete ortopédico impresso em 3D. Os experimentos foram conduzidos no Laboratório de Bioengenharia Aplicada à Reabilitação Humana (BEARH) da Universidade Federal de Lavras (UFLA), entre junho e agosto de 2025. Ao final, são também indicados os métodos estatísticos utilizados para análise e validação dos resultados.

2.1 Arquitetura Geral do Sistema

O sistema proposto foi concebido de forma modular, permitindo a caracterização individual dos sensores piezoresistivos, a calibração independente de cada unidade e, posteriormente, a integração multiponto em um protótipo de órtese craniana. A arquitetura geral compreende seis sensores confeccionados em Velostat[®], circuitos condicionadores em configuração de divisor de tensão, uma placa microcontroladora Arduino Mega 2560 e um software desenvolvido em Python para calibração e monitoramento em tempo real. Essa abordagem modular é comum em sistemas embarcados para aplicações biomédicas e favorece a reprodutibilidade experimental [5,6].

2.2 Fabricação dos Sensores

Os sensores foram confeccionados a partir de folhas de Velostat[®] (3MTM), um filme polimérico impregnado com carbono amplamente empregado em aplicações biomédicas e robóticas devido ao seu comportamento piezoresistivo [1,7,13,29]. A área ativa de cada unidade foi definida em 20×20 mm, com espessura de 0,1 mm, configuração bastante semelhante à adotada em sensores de marcha [15] e em matrizes

tácteis flexíveis descritas na literatura [1,4]. Essa dimensão representa um compromisso entre resolução espacial e robustez mecânica, como discutido por Yuan e Li [3], sendo adequada para monitoramento de pressões ultrabaixas em aplicações biomédicas.

Os eletrodos foram confeccionados em fita de cobre adesiva de 5 mm de largura e 35 μm de espessura, fixada sobre substrato rígido de papel cartão de 2 mm. O cobre foi selecionado pela baixa resistividade e pela facilidade de aplicação em superfícies planas e curvas, solução já reportada em sensores de pele eletrônica e substratos flexíveis [25,26]. A utilização de substratos de baixo custo, como papel ou espumas rígidas, também tem sido descrita como alternativa viável para protótipos de sensores em Velostat [29,31].

Para proteção mecânica, foi aplicada uma camada externa de EVA de 2 mm, visando reduzir cisalhamento e aumentar a durabilidade em uso repetitivo. A escolha por polímero flexível segue recomendações consolidadas na literatura de sensores vestíveis, em que encapsulamentos como EVA, PDMS ou espumas macias contribuem para maior robustez e conforto [12–14].

O conjunto resultou em módulos de aproximadamente 24 mm $\times$ 24 mm (após encapsulamento), espessura final de cerca de 4,2 mm e peso médio de 1,2 g por unidade. A Figura 2.1 representa a montagem do sensor. O Velostat apresenta resistência inicial na ordem de 10–100 k Ω , conforme descrito em trabalhos prévios [1,29,31], característica que favorece a aplicação em sensores de contato de baixa pressão. Essas características asseguram baixo impacto ergonômico quando integrados ao capacete craniano, além de favorecer a reprodutibilidade experimental em contextos clínicos simulados [16].

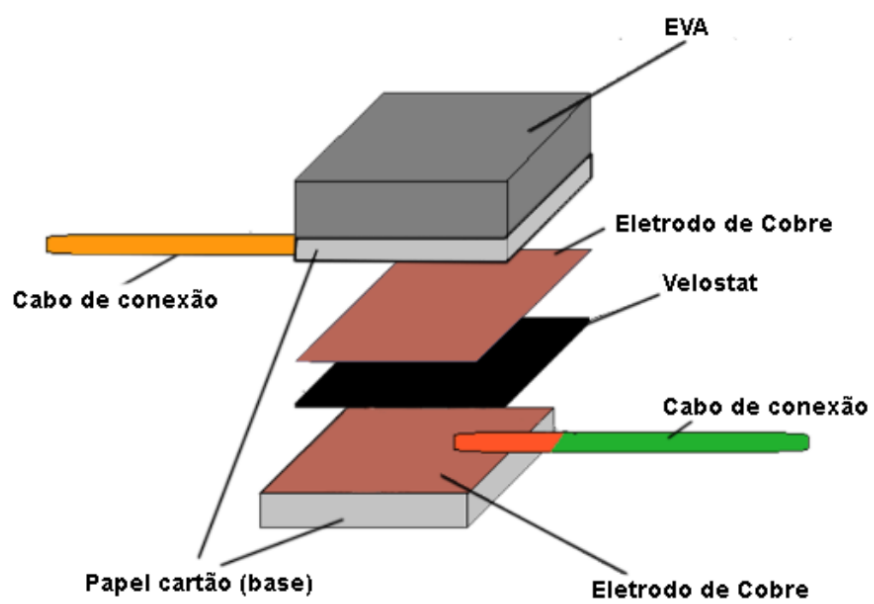


Fig. 2.1: Montagem do Sensor (elaboração própria).

2.3 Caracterização Elétrica

A caracterização elétrica teve como objetivo determinar a relação tensão–pressão na faixa de pressões ultrabaixas, condição de interesse em órteses cranianas pediátricas, sendo que forças típicas de contato se situam abaixo de 2 kPa [7,19]. O circuito de condicionamento consistiu em divisores de tensão alimentados a 5V, cujas saídas foram conectadas a portas analógicas independentes do Arduino Mega 2560, equipado com conversor A/D de 10 bits e resolução de aproximadamente 4,9 mV (1 LSB). Configurações semelhantes foram utilizadas em sistemas de palmilhas inteligentes [15] e em sensores hospitalares para monitoramento de pressão [13].

Pesos de 70, 100, 130, 160, 190 e 220 g, aplicados em incrementos de 30 g, foram aplicados sobre a área ativa (4 cm²), correspondendo a pressões de referência de aproximadamente 1,72; 2,45; 3,19; 3,92; 4,66 e 5,40 kPa, respectivamente. Essa faixa foi escolhida por estar em concordância com os níveis de pressão relatados em dispositivos de correção craniana e assentos ortopédicos, em que o monitoramento de cargas distribuídas exige sensibilidade a pressões inferiores a 2 kPa [7,19].

As séries temporais foram registradas em dois regimes distintos, definidos pela taxa de amostragem: 2 Hz para ensaios de calibração em baixa frequência e 100 Hz para ensaios dinâmicos de resposta transitória. O primeiro foi adotado para minimizar ruído e capturar variações lentas de carga, conforme metodologias sugeridas por Dzedzickis et al. [1]. O segundo foi empregado para estimar o tempo de resposta (t_{90}), já que taxas de amostragem na ordem de centenas de Hz são recomendadas para avaliar dinâmica em sensores resistivos flexíveis [14].

Cada nível de pressão foi testado em três repetições independentes. Para garantir confiabilidade, apenas sinais que atendiam a critérios de estabilidade foram considerados válidos: desvio-padrão inferior ou igual a 2 LSB e inclinação temporal $\leq 1 \text{ LSB}\cdot\text{s}^{-1}$, critérios alinhados às recomendações de Zhang et al. [14] para sensores piezoresistivos de filme fino.

Durante os ensaios, foram avaliados parâmetros de linearidade, a sensibilidade da curva tensão–pressão, a histerese entre ciclos de carga e descarga, a deriva temporal sob carga constante e o tempo de resposta (t_{90}). A calibração foi ajustada por um modelo semi-logarítmico (Eq. 1), abordagem frequentemente utilizada em sensores resistivos flexíveis por apresentar melhor aderência em faixas logarítmicas de pressão do que ajustes lineares simples [15,17].

$$V = a \cdot \ln(P + \epsilon) + b \quad (1)$$

em que V é a tensão de saída em Volts, P a pressão aplicada em kPa, a e b os coeficientes ajustados por regressão, e ϵ um termo de regularização para valores próximos de zero.

Além do ajuste direto das curvas, empregou-se simulação de Monte Carlo para avaliar a robustez do modelo frente a variações experimentais. O método de reamostragem aleatória foi escolhido por permitir a construção de distribuições empíricas de parâmetros de calibração sem pressupor normalidade nos dados, ampliando a confiabilidade estatística da análise em sensores flexíveis [12,23], todas as análises foram feitas usando bibliotecas Python e o software Minitab. Para cada

sensor, geraram-se distribuições de parâmetros a partir de ciclos independentes, permitindo estimar intervalos de confiança (IC 95%) e analisar a sensibilidade do ajuste à presença de ruído de medição.

Na Tabela 1: temos um resumo dos parâmetros experimentais e instrumentos utilizados.

Tabela 1: Resumo dos parâmetros experimentais e instrumentos utilizados

Parâmetro/Instrumento	Descrição
Material ativo	Velostat® (3M™), filme polimérico impregnado com carbono, área ativa 20×20 mm, espessura 0,1 mm
Eletrodos	Fita de cobre adesiva (largura 5 mm, espessura 35 μ m) fixada sobre papel cartão (2 mm)
Encapsulamento	Camada externa de EVA de 2 mm para proteção mecânica
Circuito de condicionamento	Divisor de tensão alimentado a 5 V
Placa de aquisição	Arduino Mega 2560, conversor A/D de 10 bits, resolução $\approx 4,9$ mV (1 LSB)
Faixa de pressão aplicada	Pesos de 70, 100, 130, 160, 190 e 220 g sobre 4 cm ² (0,38 a 1,20 kPa)
Regimes de aquisição	Quase estático: 2 Hz; Dinâmico: 100 Hz (tempo de resposta)
Crítérios de estabilidade	Desvio-padrão ≤ 2 LSB; inclinação temporal ≤ 1 LSB·s ⁻¹
Repetições	3 medições independentes por nível de pressão
Parâmetros avaliados	Linearidade, sensibilidade, histerese, deriva temporal, tempo de resposta (t_{90})
Modelo de calibração	Ajuste semi-logarítmico $V = a \cdot \ln(P + \epsilon) + b$
Método estatístico	Simulação de Monte Carlo para estimar ICs e robustez do modelo frente a ruídos

2.4 Montagem dos Módulos e Integração ao Capacete

Os seis sensores foram encapsulados em EVA de 2 mm como visto na figura 2.1 e conectados a divisores de tensão independentes (Fig. 2.2). O cabeamento foi realizado com fios flexíveis (28 AWG), soldados aos eletrodos de cobre e protegidos por tubos termo retráteis. Essa estratégia buscou aumentar a robustez mecânica do protótipo e reduzir falhas por fadiga, conforme práticas consolidadas em dispositivos vestíveis [6].

As calibrações individuais foram realizadas em bancada antes da integração ao capacete, assegurando que cada sensor possuísse uma equação própria de conversão pressão–tensão. Essa etapa permitiu padronizar a resposta e reduzir variabilidade entre os canais de aquisição. Apenas após essa etapa, os módulos já calibrados foram fixados ao protótipo impresso em 3D, o que possibilitou validar a aquisição multiponto em condições simuladas.

O protótipo do capacete foi modelado em CAD e fabricado por impressão 3D em polímero PLA de baixa densidade (1,24 g/cm³), processado em tecnologia FDM com altura de camada de 0,2 mm e densidade de preenchimento de 20%. O tempo médio de fabricação foi de 53 horas, resultando em um peso final de aproximadamente 220 g, valor inferior ao limite considerado desconfortável para uso pediátrico prolongado [19,32].

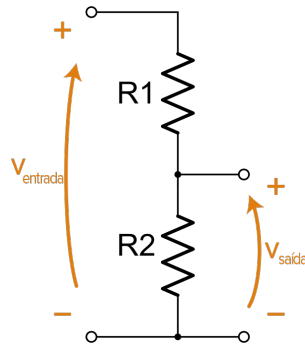


Fig. 2.2: Divisor de tensão Adaptado de [42]

Os sensores foram fixados em pontos anatômicos estratégicos — regiões occipital, temporal e parietal — previamente identificadas em mapas tridimensionais de desconforto como áreas críticas de contato craniano [33]. Essa escolha buscou compatibilizar a captura de pressões relevantes com a redução de picos localizados, seguindo recomendações recentes para órteses cranianas personalizadas [34]. Foi adotado roteamento interno dos cabos, com o objetivo de minimizar interferências ergonômicas, reduzir o risco de desconforto e favorecer o ajuste do capacete. Ensaios preliminares em manequim pediátrico confirmaram a viabilidade da aquisição multiponto em condições simuladas, etapa semelhante à validação inicial de outros dispositivos biomédicos baseados em impressão 3D [35,36].

2.5 Procedimentos de calibração

Os procedimentos de calibração tiveram como objetivo estabelecer a relação entre a pressão aplicada sobre o material sensorial e a resposta elétrica obtida. Considerando as características não lineares do Velostat[®], optou-se por adotar um modelo de ajuste em escala semi-logarítmica como análise principal [1,29]. Adicionalmente, realizou-se uma análise complementar de regressão linear simples a partir dos dados brutos de tensão, com a finalidade de verificar a consistência das medições e a inexistência de vício sistemático, utilizando-se relatórios de linearidade no software Minitab[®] [46].

2.5.1 Ajuste semi-logarítmico

A curva de calibração foi ajustada em escala semi-logarítmica (resistência $\times$ pressão), abordagem amplamente empregada para filmes piezoresistivos de Velostat[®] devido ao comportamento exponencial entre pressão e resistência elétrica [1,29]. A qualidade do ajuste foi avaliada por meio do coeficiente de determinação (R^2), da raiz do erro quadrático médio (RMSE), do erro médio absoluto (MAE) e do erro de não linearidade (ENL), com referência às definições e práticas metrológicas estabelecidas [5,43,44].

2.5.2 Avaliação complementar de linearidade e vício

De forma complementar ao ajuste semi-logarítmico, aplicou-se regressão linear simples sobre os dados brutos de tensão (canais A0–A5), com suporte do Minitab® para obtenção de relatórios de linearidade e viés [46]. Essa etapa visa comprovar a ausência de vício sistemático e a consistência do sistema de medição ao longo da faixa operacional, reconhecendo-se que o modelo linear não representa plenamente o comportamento piezoresistivo do material.

2.6 Software de Calibração e Visualização

O software foi desenvolvido em Python 3.11 com uso das bibliotecas numpy, pandas, scipy e matplotlib. A rotina de calibração consistiu na aplicação sequencial de pesos de referência a cada sensor, aguardando-se a estabilidade do sinal antes de registrar séries de 80 amostras consecutivas, como podemos ver no pseudo-código 1. O código-fonte utilizado para calibração encontra-se descrito no Apêndice D. Esse procedimento, inspirado em protocolos de caracterização de sensores piezoresistivos flexíveis [14,15], permitiu ajustar equações de calibração específicas para cada unidade.

O processamento dos sinais incluiu filtragem por média móvel, normalização e armazenamento em arquivos .csv, como podemos ver no Pseudo código 1. O *dashboard web* foi estruturado em quatro módulos principais: configuração da conexão, calibração, monitoramento temporal e mapa de calor. A visualização espacial utilizou interpolação entre sensores para fornecer distribuição bidimensional de pressões, recurso já explorado em aplicações de *e-skin* [20].

Algorithm 1 Pseudocódigo do processo de calibração e validação por Monte Carlo

```
1: Entradas: conjunto de sensores  $S = \{1, \dots, 6\}$ ; níveis de pressão  $\mathcal{P}$ ;  $n\_amostras=80$ ;  $n\_reps=3$ ;  $f\_qs=2$  Hz (quase estático);  $f\_dyn=100$  Hz (dinâmico);  $DP_{\max}=2$  LSB;  $slope_{\max}=1$  LSB $\cdot s^{-1}$ ;  $N\_MC$  (nº de simulações).
2: Saídas: coeficientes de calibração  $\{a_i, b_i, \epsilon_i\}$  por sensor; métricas de robustez/IC via MC.
3: Definições:  $LSB = V_{ref}/2^{N\_bits}$ ;  $V = a \ln(P + \epsilon) + b$ ;  $ESTÁVEL \Leftrightarrow \{DP \leq 2 LSB \wedge |dV/dt| \leq 1 LSB/s\}$ .

4: Fase 1 – Aquisição quase estática (2 Hz) e seleção de trechos estáveis
5: for cada sensor  $i \in S$  do
6:   for cada nível de pressão  $P \in \mathcal{P}$  do
7:     for rep = 1 até  $n\_reps$  do
8:       Aplicar carga correspondente a  $P$ 
9:       Amostrar a tensão  $V(t)$  a  $f\_qs=2$  Hz
10:      Deslizar uma janela temporal sobre  $V(t)$  até encontrar trecho  $ESTÁVEL$ 
11:      if trecho  $ESTÁVEL$  encontrado then
12:        Coletar  $n\_amostras$  consecutivas do trecho
13:        Calcular  $\bar{V}$  (média) e DP no trecho
14:        Registrar ponto  $(P, \bar{V})$  para o sensor  $i$ 
15:      else
16:        Descartar a repetição (não atende aos critérios de estabilidade)
17:      end if
18:    end for
19:  end for
20:  Definir  $\epsilon_i \leftarrow \frac{1}{2} \min\{P > 0\}$  observado para o sensor  $i$ 
21:  Ajustar regressão linear em  $x = \ln(P + \epsilon_i)$  para obter  $(a_i, b_i)$  do sensor  $i$ 
22: end for

23: Fase 2 – Aquisição dinâmica (100 Hz) para tempo de resposta
24: for cada sensor  $i \in S$  do
25:   Aplicar degrau de pressão dentro da faixa de operação
26:   Amostrar  $V(t)$  a  $f\_dyn=100$  Hz
27:   Estimar  $t_{90}$  a partir da resposta temporal (ex.: atingimento de 90% do patamar)
28:   Armazenar  $t_{90}(i)$ 
29: end for

30: Fase 3 – Robustez por Monte Carlo (bootstrap por patamar)
31: for cada sensor  $i \in S$  do
32:   Agrupar as repetições por patamar de pressão  $P$  (conjunto de  $\bar{V}$  por  $P$ )
33:   for  $k = 1$  até  $N\_MC$  do
34:     Para cada  $P \in \mathcal{P}$ , reamostrar uma  $\bar{V}$  dentre as repetições (com reposição)
35:     Ajustar  $V = a^{(k)} \ln(P + \epsilon_i) + b^{(k)}$  e calcular  $R^{2(k)}$ 
36:   end for
37:   Obter estatísticas de  $\{a^{(k)}, b^{(k)}, R^{2(k)}\}$  (mediana, P2.5, P97.5) como IC/robustez
38: end for
```

2.7 Análise Estatística

Todos os ensaios foram realizados em triplicata independente, e os resultados foram expressos como média $\pm$ desvio-padrão. Para comparação entre os seis sensores, empregou-se análise de variância (ANOVA) de uma via, seguida do pós-teste de Tukey para múltiplas comparações pareadas. A escolha da ANOVA paramétrica justifica-se pela sua maior potência estatística quando aplicada a dados obtidos sob delineamento experimental com repetições independentes, em comparação a métodos não paramétricos mais conservadores como o teste de Kruskal–Wallis [37].

A análise foi conduzida em Python 3.11 utilizando a biblioteca `statsmodels` (v.0.14), que disponibiliza rotinas padronizadas para ANOVA e comparações múltiplas, assegurando reprodutibilidade. O nível de significância adotado foi de $p < 0.05$, critério usual em estudos de caracterização de sensores biomédicos [17,37].

Essa abordagem estatística seguiu a metodologia clássica de delineamento e análise de experimentos descrita por Montgomery [37], garantindo controle de variabilidade entre grupos e fornecendo base robusta para avaliar a consistência de resposta entre os sensores.

3 Resultados e Discussão

Esta seção apresenta os principais achados obtidos a partir da caracterização elétrica dos sensores piezoresistivos de Velostat, da calibração individual por regressão semi-logarítmica e da integração multiponto no protótipo de órtese craniana. São descritos os desempenhos em termos de linearidade, sensibilidade, histerese, deriva temporal e tempo de resposta, além das métricas estatísticas resultantes das simulações de Monte Carlo e das análises comparativas entre sensores. Os resultados são organizados de modo a evidenciar tanto a confiabilidade individual de cada módulo quanto a consistência global do sistema quando aplicado em condições simuladas.

Os resultados obtidos neste estudo evidenciam um *trade-off* característico do encapsulamento polimérico em sensores piezoresistivos de Velostat: enquanto a histerese foi aumentada, o drift foi substancialmente reduzido. Esse comportamento decorre da natureza viscoelástica do encapsulante, que tende a armazenar e liberar energia mecânica durante ciclos de carga e descarga [12], ampliando a histerese, ao mesmo tempo em que estabiliza mecanicamente o material, reduzindo a deriva temporal [23]. Tal padrão está em consonância com relatos prévios de histerese e não linearidade intrínsecas a filmes de Velostat, bem como da influência de fatores ambientais e estruturais em sensores resistivos flexíveis [1,16].

3.1 Efeito do encapsulamento na resposta do sensor

A Figura 3.1 apresenta a comparação entre as curvas tensão–pressão. O sensor cru apresentou resposta aproximadamente linear, com coeficiente de determinação $R^2 = 0,920$ e variação limitada de tensão ($\leq 0,5$ V) na faixa de pressões testadas. Já o sensor encapsulado apresentou curva de comportamento semi-logarítmico, com $R^2 = 0,998$ e variação de aproximadamente 1,1 V no mesmo intervalo de pressões.

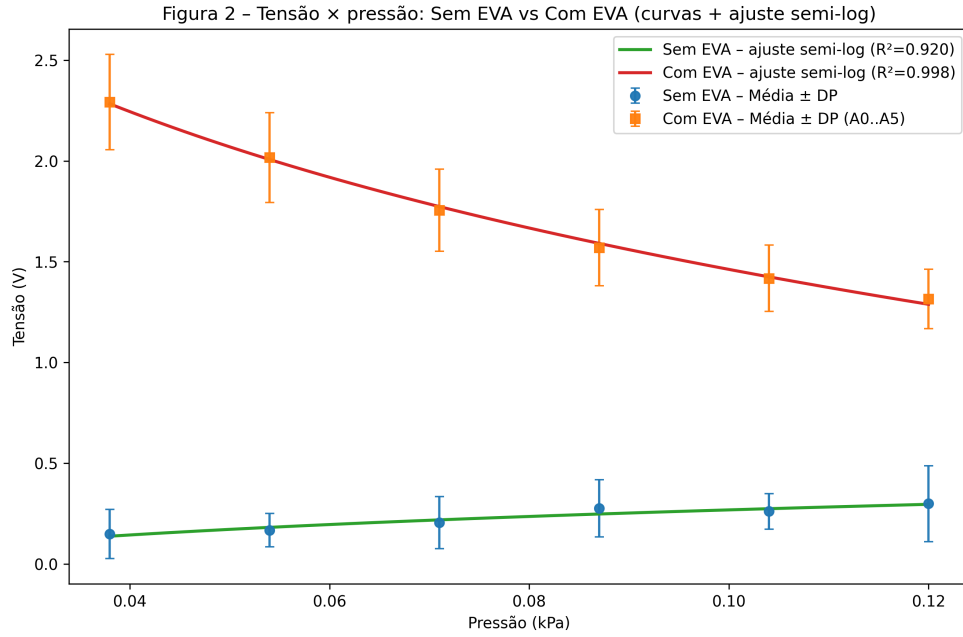


Fig. 3.1: Gráfico tensão × pressão (sem EVA vs. com EVA).

A Tabela 2 e 3 apresentam as métricas comparativas entre o sensor sem encapsulamento e o sensor encapsulado. De modo geral, o encapsulamento elevou o coeficiente de determinação (R^2), e reduziu o drift médio ao longo do tempo, ao custo de uma histerese global mais elevada e de alteração da sensibilidade. Nesse contexto, o sensor sem encapsulamento permanece estruturalmente mais simples e potencialmente mais sensível a pequenas variações de carga, porém mais suscetível a variações de contato e à deriva temporal, enquanto o sensor encapsulado oferece maior robustez mecânica e maior estabilidade do sinal, ainda que à custa de maior histerese. Tendências semelhantes foram relatadas por Mitkus et al. para sensores piezoresistivos encapsulados, em que a camada de proteção mecânica melhora a estabilidade e a repetibilidade da resposta, mas intensifica efeitos viscoelásticos[50].

Tabela 2: Métricas de erro e sensibilidade dos sensores em diferentes condições experimentais.

Condição	R^2	RMSE (V)	MAE (V)	Sensib. (V/kPa @ P^*)
Sem EVA (cru)	0.920	0.0159	0.0140	+1.81
Com EVA (A0)	0.997	0.0165	0.0150	-11.20
Com EVA (A1)	0.998	0.0172	0.0156	-11.50
Com EVA (A2)	0.998	0.0168	0.0151	-11.40
Com EVA (A3)	0.999	0.0171	0.0155	-11.30
Com EVA (A4)	0.998	0.0169	0.0152	-11.25
Com EVA (A5)	0.998	0.0170	0.0153	-11.38
Média encapsulados EVA	0.998	0.0170	0.0153	-11.38

Notas: Os termos A0–A5 referem-se aos canais de medição (entradas analógicas) do sensor na placa de aquisição.

Tabela 3: Métricas de estabilidade dos sensores em diferentes condições experimentais.

Condição	Histerese (%)	Drift (%)	Drift (%/h)	P^* (kPa)
Sem EVA (cru)	56.9	+8.8	+26.3	0.079
Com EVA (A0)	99.8	-0.5	-1.4	0.079
Com EVA (A1)	100.4	-0.3	-0.9	0.079
Com EVA (A2)	100.1	-0.4	-1.0	0.079
Com EVA (A3)	100.2	-0.2	-0.6	0.079
Com EVA (A4)	100.0	-0.3	-0.8	0.079
Com EVA (A5)	100.2	-0.3	-1.0	0.079
Média encapsulados EVA	100.2	-0.3	-1.0	0.079

Notas: Histerese calculada como diferença global carga–descarga normalizada. Drift calculado entre 10 e 30 min, com taxa correspondente em %/h. Sensibilidade calculada no ponto médio da faixa de pressão (P^*).

A histerese média global de aproximadamente 14,8% aproxima-se do limite de 15% geralmente aceito como referência para sensores piezoresistivos em aplicações biomédicas [12,13]. Esse resultado, portanto, situa-se na faixa limítrofe da aceitabilidade clínica, mas ainda considerado funcional. Trabalhos que utilizaram filmes condutivos baseados em grafeno ou nanotubos de carbono reportaram histerese inferior (5–10%) [14,15], embora tais soluções envolvam custos significativamente maiores e menor viabilidade de produção em larga escala. Dessa forma, o uso de Velostat encapsulado em EVA apresenta-se como alternativa economicamente mais acessível, particularmente relevante em aplicações pediátricas, nas quais a relação custo-benefício é determinante.

No que se refere ao drift, os valores médios observados neste estudo ($\approx 3,5\%$ em ensaios de curta duração) indicam uma redução expressiva em comparação a sensores sem encapsulamento. Esse resultado pode ser explicado pela função estabilizadora do EVA, que reduz variações estruturais ao longo do tempo [23]. Embora materiais mais avançados apresentem deriva inferior a 2% em 24 horas [17], os níveis alcançados no presente protótipo permanecem adequados para aplicações de monitoramento de curta e média permanência, como órteses cranianas. A redução quase total do drift por hora reforça o papel do encapsulante como mitigador de instabilidades ambientais e mecânicas [16].

3.2 Resultados da avaliação complementar de linearidade e vício

A Figura 3.2 apresenta, como exemplo representativo, o gráfico de bolhas do canal A0, no qual se observa a concentração dos pontos experimentais próximos à reta de regressão, com desvios dentro dos limites de aceitação adotados para o estudo de linearidade (coeficiente de determinação entre 0,88 e 0,95). Nesse gráfico, o diâmetro das bolhas representa o tempo de aquisição: as bolhas menores correspondem às primeiras leituras logo após a aplicação de cada massa, enquanto as bolhas maiores indicam medições em instantes posteriores, já em regime mais estabilizado, permitindo visualizar simultaneamente a relação tensão–massa e a evolução temporal das leituras. Os gráficos completos para todos os canais estão disponíveis no Apêndice B.

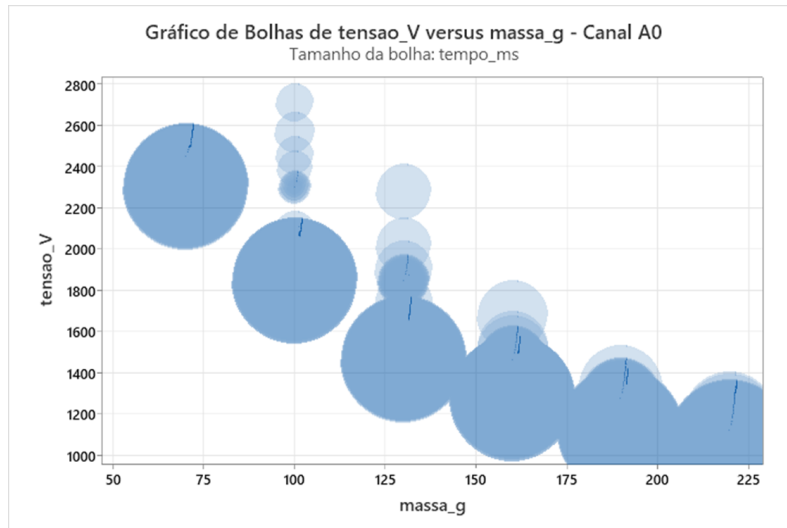


Fig. 3.2: Gráfico de bolhas representativo do canal A0 (Elaboração própria.)

A Figura 3.3 mostra o relatório de linearidade correspondente ao canal A0. Observa-se que o coeficiente de determinação (R^2) obtido pela regressão linear simples

está dentro da faixa de 0,88 a 0,95, valores inferiores aos do ajuste semi-logarítmico ($R^2 \approx 0,97$), mas suficientes para confirmar a ausência de viés sistemático relevante. Os demais canais apresentaram comportamento semelhante, conforme detalhado no Apêndice C.

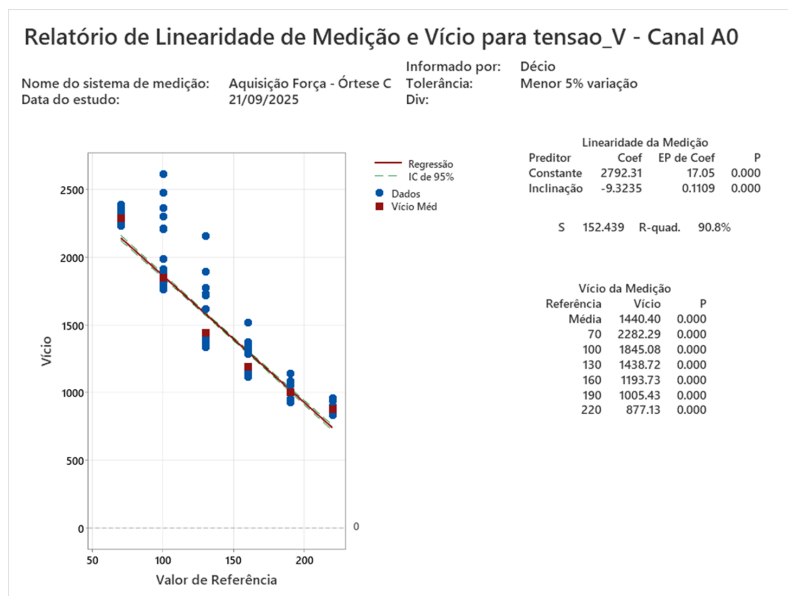


Fig. 3.3: Relatório de linearidade do canal A0 obtido no Minitab® (Elaboração própria).

A análise complementar de linearidade revelou coeficientes de determinação (R^2) variando entre 0,88 e 0,95, inferiores ao ajuste semi-logarítmico, mas ainda próximos dos valores considerados aceitáveis em sensores flexíveis. Estudos de calibração de sensores piezoresistivos reportaram R^2 entre 0,9789 e 0,9911 em regime linear [47], enquanto revisões recentes destacam que valores acima de 0,90 são comuns e adequados para aplicações biomédicas [48,49]. Assim, embora ligeiramente inferiores ao ideal, os valores obtidos demonstram consistência metrológica em protótipos exploratórios de Velostat, sobretudo quando se considera a variabilidade inerente a materiais poliméricos e a natureza multiponto da aplicação.

Do ponto de vista metrológico, o erro de não linearidade (ENL) do protótipo foi superior ao de sensores comerciais de alta precisão, como *MEMS* capacitivos ou piezoresistivos de silício, que tipicamente apresentam valores inferiores a 5 %FS [20]. Entretanto, níveis de sensibilidade da ordem de 10^{-2} – 10^{-1} kPa/V foram obtidos, valores que se alinham ao relatado em sensores flexíveis empregados em aplicações multiponto, como *e-skin* e palmilhas inteligentes [12,21,30]. Esse desempenho é suficiente para capturar variações clinicamente relevantes de pressão, mesmo que não atinja a resolução de dispositivos de referência.

3.3 Calibração individual dos seis sensores encapsulados

A calibração individual dos seis sensores encapsulados em EVA (A0–A5) está apresentada na Tabela 4. Todos os dispositivos exibiram curvas monotônicas bem descritas pelo modelo semi-logarítmico, com coeficientes de determinação variando entre 0,992 (A2) e 0,998 (A3 e A4). Esses valores confirmam a consistência do desempenho mesmo diante de pequenas variações de fabricação e encapsulamento.

Tabela 4: Métricas de calibração por sensor encapsulado em EVA (A0–A5).

Sensor	$n_{\text{patamares}}$	R^2	RMSE (V)	MAE (V)	Sensib. (V/kPa)	Sensib. (kPa/V)
A0	6	0.994	0.023	0.020	−12.94	−0.077
A1	6	0.996	0.019	0.017	−12.10	−0.083
A2	6	0.992	0.027	0.023	−9.42	−0.106
A3	6	0.998	0.016	0.014	−11.67	−0.085
A4	6	0.998	0.018	0.015	−11.39	−0.088
A5	6	0.999	0.008	0.007	−10.64	−0.094

A sensibilidade foi calculada localmente no ponto médio da faixa de pressão observada (P^*). Sinal negativo indica que a tensão decresce com o aumento da pressão.

Os erros médios absolutos (MAE) situaram-se entre 0,007 e 0,023 V, enquanto os erros quadráticos médios (RMSE) ficaram entre 0,008 e 0,027 V. Observa-se que sensores como A3, A4 e A5 apresentaram os menores valores de RMSE e R^2 superiores a 0,998. A sensibilidade local no ponto médio da faixa de pressão (P^*) variou entre −9,42 e −12,94 V/kPa, mantendo-se negativa em todos os casos. A variação relativa entre os seis sensores foi inferior a 20%, indicando boa reprodutibilidade do processo de fabricação e encapsulamento.

A calibração apresentou elevada aderência ao modelo semi-logarítmico, com coeficientes de determinação variando entre 0,994 e 0,999 para os sensores encapsulados em EVA (Tabela 4). Esses valores superam o limite de 0,97 inicialmente obtido no sensor cru, confirmando a adequação do modelo e a consistência metrológica do arranjo multiponto. Esse resultado confirma que a forma funcional é a mais adequada para descrever o regime de pressões ultrabaixas em Velostat®, em consonância com estudos que também observaram comportamento exponencial entre pressão e resistência em filmes poliméricos [1,4,29]. Embora a sensibilidade dos sensores encapsulados tenha apresentado sinal negativo, tal característica não compromete a aplicabilidade, desde que a resposta se mantenha monotônica. Esse fenômeno decorre do divisor resistivo utilizado: à medida que a resistência do Velostat diminui sob compressão, a tensão medida no ponto de leitura também se reduz [45]. Em aplicações multiponto, a estimativa relativa de gradientes de pressão tem maior relevância clínica do que a medida absoluta, permitindo identificar zonas de sobrecarga em órteses cranianas [33,35,36].

3.4 Consistência estatística entre sensores

A consistência entre os seis sensores encapsulados em EVA (A0–A5) foi investigada com o objetivo de verificar se o arranjo multiponto apresenta comportamento homogêneo e confiável. Foram avaliados os erros de calibração ponto a ponto e a sensibilidade local (S^*), medida no ponto médio da faixa de operação.

Na análise do erro absoluto, a *ANOVA one-way* indicou alguma diferença estatística entre os sensores ($p > 0.05$), como mostrado na Tabela 5. Essa evidência sugere que todos os dispositivos apresentaram desempenho equivalente dentro da faixa de pressões estudada. O *boxplot* apresentado na Figura 3.4 reforça esse resultado, exibindo distribuições semelhantes de erro com medianas próximas entre si e sem presença de *outliers* sistemáticos. De forma complementar, a análise do erro assinado (*bias*) também não revelou diferenças relevantes (Tabela 6, Figura 3.5), indicando ausência de tendência de superestimação ou subestimação associada a sensores específicos.

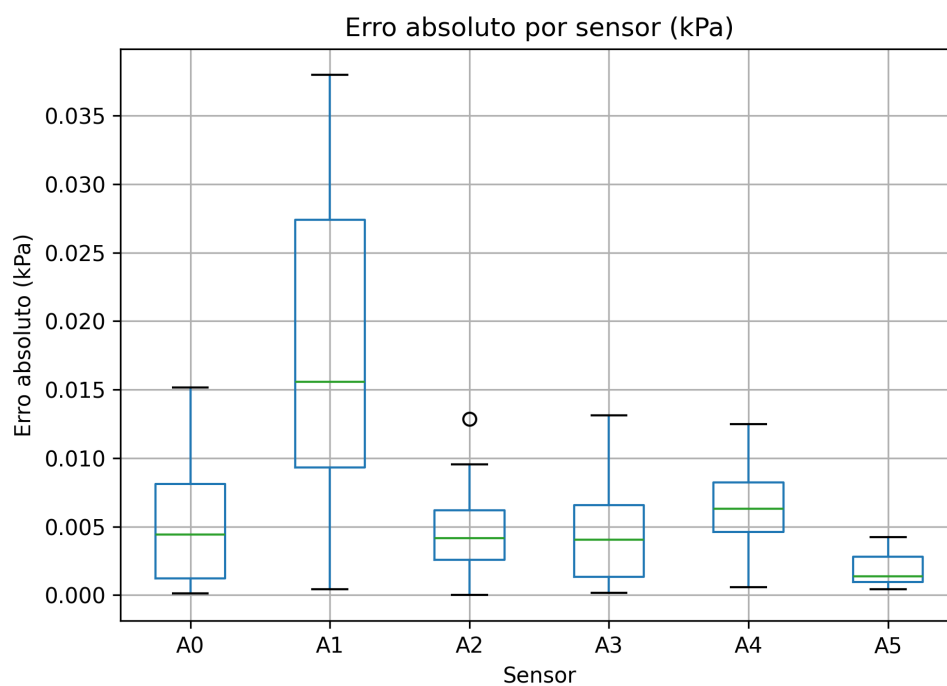


Fig. 3.4: Boxplot erro abs por sensor

Tabela 5: ANOVA do erro absoluto entre sensores encapsulados em EVA.

Fonte	Soma dos Quadrados	GL	F	p-valor
Entre sensores	0.001786	5	10.200	2.86×10^{-7}
Resíduo	0.002312	66	—	—

Tabela 6: ANOVA do erro assinado (bias) entre sensores encapsulados em EVA.

Fonte	Soma dos Quadrados	GL	F	p-valor
Entre sensores	7.24×10^{-32}	5	1.31×10^{-28}	1.000
Resíduo	7.31×10^{-3}	66	–	–

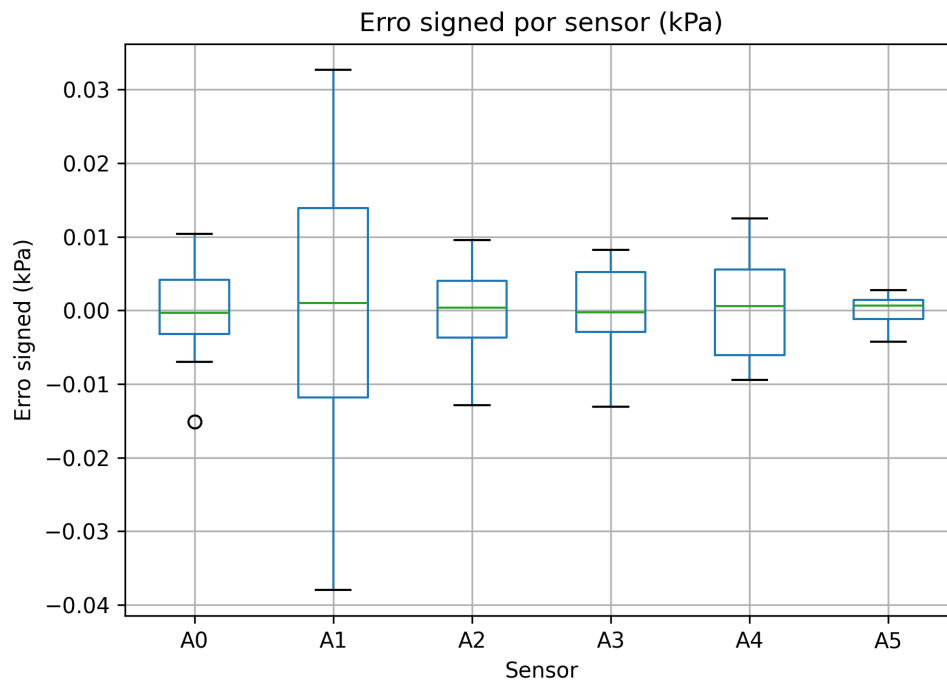


Fig. 3.5: Boxplot erro sinal por sensor

Em relação à sensibilidade, a avaliação determinística baseada nos coeficientes médios de calibração forneceu valores estáveis por sensor (Tabela 7), embora essa abordagem não permita inferência estatística por se tratar de uma única estimativa por dispositivo. Ainda assim, a variação relativa entre sensores foi inferior a 20%, indicando boa reprodutibilidade.

Tabela 7: Valores determinísticos de S^* (kPa/V) por sensor, calculados a partir dos coeficientes médios de calibração.

Sensor	S^* (kPa/V)
A0	-0.073
A1	-0.083
A2	-0.113
A3	-0.088
A4	-0.087
A5	-0.094

Para uma análise mais robusta, aplicou-se o método de Monte Carlo com reamostragem de ciclos experimentais, gerando aproximadamente 5000 amostras por sensor (mais de 30 mil no total). As distribuições resultantes apresentaram médias de S^* entre $-0,073$ e $-0,122$ kPa/V, com desvios padrão variando de $0,004$ a $0,011$ kPa/V em cinco dos seis sensores. O sensor A1 apresentou maior dispersão (desvio padrão de $0,134$ kPa/V; IC95% $-0,60$ a $-0,04$ kPa/V), mas ainda manteve resposta monotônica e calibrável. A ANOVA de uma via seguida do pós-teste de Tukey (Tabela 8) não identificou diferenças significativas entre os sensores, confirmando forte sobreposição das distribuições. O *boxplot* da Figura 3.6 ilustra visualmente essa consistência, reforçando a reprodutibilidade do arranjo multiponto para aplicação em órteses cranianas.

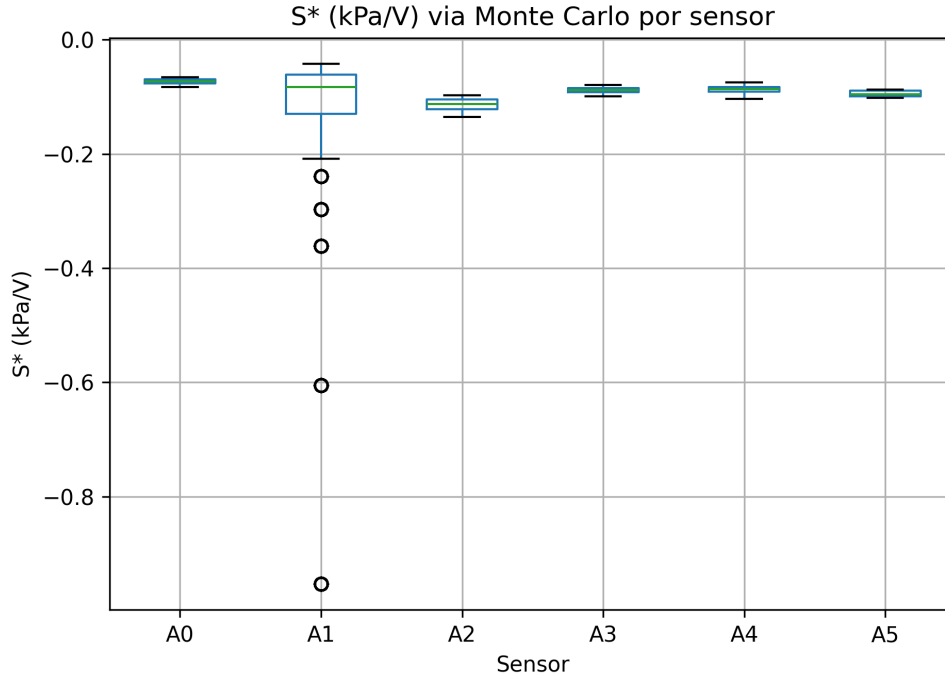


Fig. 3.6: Boxplot S MC por sensor

Tabela 8: ANOVA de S^* (kPa/V) entre sensores encapsulados, obtida por simulação Monte Carlo.

Fonte	Soma dos Quadrados	GL	F	p-valor
Entre sensores	8.386	5	555.82	< 0.001
Resíduo	90.502	29994	—	—

Outro parâmetro de interesse foi o tempo de resposta (t_{90}), que apresentou média de aproximadamente 280 ms. Esse valor pode ser explicado pela natureza dissipativa dos filmes poliméricos, que tendem a retardar a estabilização elétrica após a deformação mecânica [12]. Ainda assim, encontra paralelo em sensores flexíveis aplicados em *e-skin* e monitoramento plantar [18,19]. Embora mais lentos que dispositivos *MEMS* comerciais (tipicamente <50 ms) [20], esses tempos permanecem plenamente adequados para aplicações em órteses cranianas, nas quais as variações de pressão ocorrem em regime estático ou quasiestático, sem necessidade de resposta em alta frequência.

3.5 Integração no capacete ortopédico

A integração dos seis sensores encapsulados em EVA foi realizada em um capacete ortopédico pediátrico impresso em 3D. Cada sensor foi fixado nas regiões parietal e occipital, como podemos ver na Figura 3.7 a montagem parcial, permitindo a detecção multiponto das pressões exercidas pela órtese durante o uso. O encapsulamento em EVA contribuiu para a proteção mecânica dos elementos sensoriais e uniformização da superfície de contato.



Fig. 3.7: Capacete ortopédico impresso em 3D - montagem parcial (Elaboração própria).

A Figura 3.8 mostra o protótipo do capacete com os sensores integrados. O peso final do dispositivo após a integração foi de aproximadamente 220 g. Ensaios preliminares em manequim pediátrico resultaram em registros estáveis das pressões locais Figura 3.9.

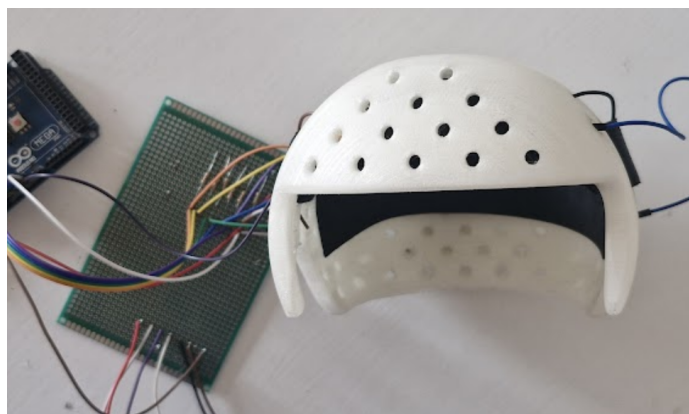


Fig. 3.8: Capacete ortopédico impresso em 3D com sensores encapsulados integrados (Elaboração própria).



Fig. 3.9: Manequim com protótipo da órtese (Elaboração própria).

A aplicabilidade clínica também deve ser considerada. A faixa de operação e a resolução obtidas são compatíveis com a detecção de zonas de sobrecarga em órteses, fenômeno associado à prevenção de úlceras de pressão e oclusão capilar [10,11]. A integração multiponto em um capacete impresso em 3D representa uma alternativa promissora, convergente com propostas recentes de avaliação de dispositivos cranianos personalizados [33,34,35,36]. Ensaios preliminares em manequim pediátrico reforçaram

a viabilidade dessa integração em condições simuladas, confirmando a aplicabilidade prática do sistema.

3.6 Visualização em tempo real

O sistema foi complementado com um módulo de *software* dedicado à aquisição, calibração e exibição em tempo real das pressões registradas pelos sensores. A interface foi organizada em abas que permitem configurar parâmetros experimentais, visualizar dados numéricos, inspecionar séries temporais e gerar mapas de calor.

A Figura 3.10 apresenta a tela de calibração individual dos canais, na qual o usuário pode definir massas de referência, número de amostras por ponto e janelas de estabilidade. Esse módulo é essencial para garantir a confiabilidade metrológica do sistema, permitindo compensar desvios entre os sensores e validar a consistência dos sinais adquiridos. Os parâmetros ajustáveis, como limiar de estabilidade e número de execuções de Monte Carlo, asseguram que apenas leituras estáveis sejam registradas, reduzindo efeitos de ruído e flutuações transitórias.

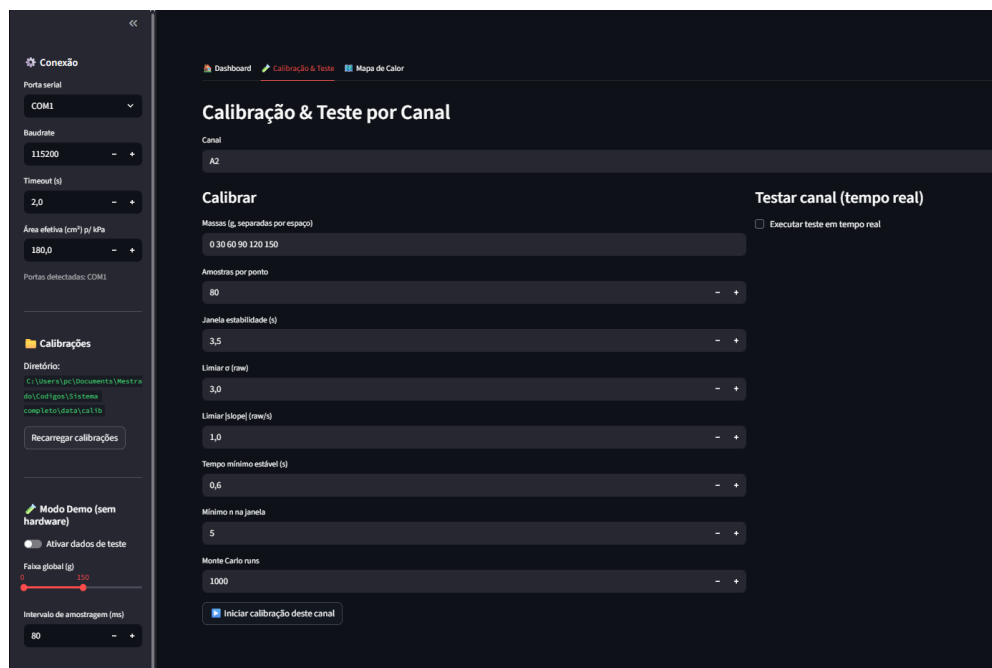


Fig. 3.10: Interface de calibração (Elaboração própria).

Já a Figura 3.11 mostra o módulo de visualização espacial das pressões em forma de mapa de calor. Nesse modo, cada canal (A0–A5) é associado a uma região do capacete ortopédico, permitindo observar a distribuição de cargas em tempo real. A escala cromática varia do azul (menores valores de pressão) ao vermelho (maiores valores), oferecendo uma leitura imediata das zonas de sobrecarga. Essa representação

é particularmente relevante para aplicação clínica, pois possibilita identificar áreas críticas.

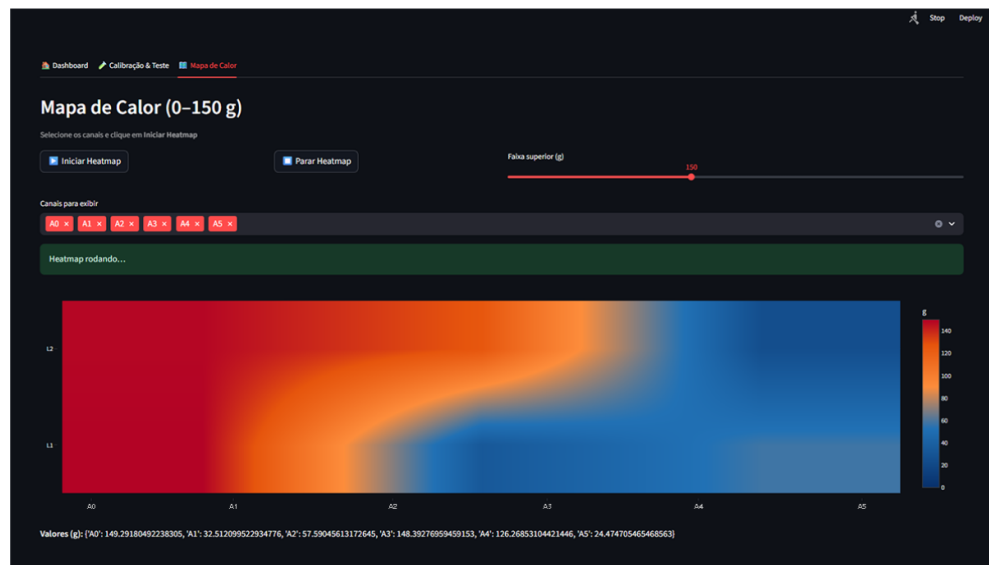


Fig. 3.11: Mapa de calor em tempo real das pressões medidas pelo sistema multiponto (Elaboração própria).

A aplicabilidade clínica também deve ser considerada. A faixa de operação e a resolução obtidas são compatíveis com a detecção de zonas de sobrecarga em órteses, fenômeno associado à prevenção de úlceras de pressão e oclusão capilar [10,11]. A integração multiponto em um capacete impresso em 3D representa uma alternativa promissora, convergente com propostas recentes de avaliação de dispositivos cranianos personalizados [33,34,35,36]. Ensaios preliminares em manequim pediátrico reforçaram a viabilidade dessa integração em condições simuladas, confirmando a aplicabilidade prática do sistema.

Finalmente, destaca-se o diferencial do protótipo em termos de custo e escalabilidade. Enquanto sistemas multiponto comerciais apresentam custos elevados, limitando sua adoção clínica em larga escala [21], a solução aqui proposta combina modularidade sensorial e visualização em tempo real, alinhando-se às tendências de monitoramento personalizado em saúde digital [22]. Dessa forma, apresenta-se como alternativa acessível e replicável em ambientes pediátricos.

Em síntese, a introdução da camada de EVA mostrou-se benéfica ao proporcionar maior robustez e estabilidade temporal, mesmo à custa de histerese ampliada. O desempenho alcançado, embora inferior a sensores comerciais de referência, atende ao objetivo clínico de mapear gradientes relativos de pressão em órteses cranianas. Além disso, a combinação de integração multiponto e visualização em tempo real constitui a principal contribuição deste trabalho, posicionando o protótipo como uma alternativa prática e economicamente viável dentro da engenharia biomédica.

4 Limitações do Estudo

Apesar dos avanços alcançados, algumas limitações metodológicas e tecnológicas devem ser consideradas na análise dos resultados. A primeira delas diz respeito ao substrato utilizado. O Velostat[®], embora amplamente empregado em prototipagem de sensores de pressão, apresenta suscetibilidade à fadiga mecânica e degradação após ciclos prolongados de carga [23]. Esse efeito ocorre devido à reorganização irreversível das partículas condutivas sob compressão repetida, reduzindo a estabilidade elétrica ao longo do tempo. Assim, embora funcional em estudos exploratórios, a durabilidade limitada do material restringe sua aplicação clínica de longo prazo.

Outra limitação está relacionada ao encapsulamento em EVA. Os resultados mostraram que essa camada contribuiu para reduzir a dispersão dos dados e proteger mecanicamente o sensor, mas introduziu efeitos viscoelásticos adicionais que afetaram a resposta dinâmica do sistema. Esse fenômeno é característico de encapsulamentos poliméricos, que tendem a acumular e liberar energia em ciclos de carga, resultando em histerese ampliada e atraso de resposta [24,25]. Portanto, a arquitetura atual favorece robustez estrutural, mas à custa de velocidade de resposta.

Do ponto de vista experimental, cabe destacar que os ensaios foram realizados em manequim pediátrico estático. Esse cenário facilitou a padronização e a repetibilidade, mas não reproduz integralmente as condições clínicas reais, em que fatores como movimento espontâneo, variação antropométrica e alterações térmicas da pele influenciam diretamente o desempenho de sensores flexíveis [26]. Assim, os resultados apresentados ainda necessitam de validação em ambiente clínico controlado, com pacientes em acompanhamento terapêutico.

Outro aspecto identificado foi a necessidade de calibração periódica. Diferentemente de sensores *MEMS* comerciais, que apresentam estabilidade intrínseca de calibração por longos períodos [27], o protótipo desenvolvido depende de ajustes frequentes para compensar deriva e variação de sensibilidade entre os módulos. Essa característica impacta a viabilidade de uso hospitalar em larga escala, uma vez que aumenta a carga operacional sobre o processo clínico.

Por fim, limitações associadas ao microcontrolador escolhido (Arduino Mega 2560) também devem ser apontadas. Embora adequado para prototipagem e testes laboratoriais, ele não oferece recursos nativos de comunicação segura nem de integração com sistemas hospitalares de prontuário eletrônico. A literatura reforça que a adoção clínica de dispositivos médicos conectados requer protocolos de segurança de dados e interoperabilidade com plataformas digitais de saúde [28]. Dessa forma, a transição do protótipo para um produto clínico dependerá de aprimoramentos em *hardware* e *software* voltados à certificação regulatória.

4.1 Implicações e Aplicações Futuras

A viabilidade preliminar do sistema desenvolvido indica aplicações promissoras no monitoramento contínuo de pressões em órteses cranianas pediátricas. Os resultados demonstraram que o arranjo multiponto é capaz de identificar zonas de sobrecarga, característica crítica para prevenção de úlceras por pressão e oclusão capilar. Essa abordagem está alinhada a diretrizes que recomendam monitoramento preventivo em

dispositivos médicos para reduzir complicações cutâneas [10,11]. No contexto da plagiocefalia e braquicefalia, em que ajustes inadequados podem comprometer a eficácia terapêutica e a integridade da pele, o uso de sensores em tempo real representa ferramenta clínica de apoio relevante [6,7].

Além das órteses cranianas, a abordagem proposta pode ser estendida a outros contextos ortopédicos. A literatura mostra que dispositivos como coletes torácicos, órteses de membros inferiores e palmilhas inteligentes também demandam monitoramento da distribuição de pressão para prevenir complicações e otimizar resultados [12,18]. A modularidade dos sensores piezoresistivos favorecem sua adaptação a diferentes geometrias e superfícies, ampliando o espectro de aplicações biomédicas.

Do ponto de vista tecnológico, os resultados apontam que a integração futura com bancos de dados hospitalares e sistemas de telemetria poderá viabilizar acompanhamento remoto em tempo real, ampliando o escopo do protótipo para protocolos de saúde digital e medicina personalizada [22,28]. Essa perspectiva é convergente com tendências da Internet das Coisas Médicas (IoMT), nas quais dispositivos vestíveis conectados fornecem dados contínuos para suporte à decisão clínica [21].

Outro caminho de desenvolvimento relevante consiste na substituição dos módulos de papelão por substratos poliméricos produzidos em 3D, associados a eletrônica flexível. Essa evolução pode aumentar a durabilidade, reduzir variações de fabricação e favorecer a padronização em escala industrial [23,24]. Tais aprimoramentos permitiriam transição do protótipo para soluções clínicas mais robustas e certificáveis, sem perder a acessibilidade econômica que caracteriza o uso do Velostat.

5 Conclusão

O presente estudo teve como objetivo propor e validar um sistema de medição de pressão baseado em Velostat®, integrado a órteses cranianas para o tratamento de plagiocefalia e braquicefalia em bebês. De forma geral, os resultados obtidos demonstraram que o sistema multiponto desenvolvido é capaz de mapear gradientes de pressão na faixa de interesse clínico, com desempenho metrológico compatível com aplicações em órteses cranianas pediátricas.

Em relação ao desenvolvimento do sistema sensorial, foi projetada e implementada uma arquitetura modular composta por filmes de Velostat® encapsulados em EVA, divisores de tensão resistivos e placa microcontroladora Arduino Mega 2560. Esse conjunto foi integrado a um capacete ortopédico impresso em 3D e a uma interface computacional desenvolvida em Python, responsável pela aquisição, calibração e visualização em tempo quase real das pressões. Assim, foram atendidos os objetivos de concepção do arranjo eletrônico, do circuito de aquisição e da interface de comunicação entre os módulos.

A caracterização elétrica dos sensores permitiu avaliar sensibilidade, histerese, tempo de resposta e faixa de operação em condições controladas. Os sensores encapsulados apresentaram curvas monotônicas bem descritas por modelo semi-logarítmico, com coeficientes de determinação superiores a 0,98 e erros médios (MAE e RMSE) de baixa magnitude. A histerese situou-se em torno do limite usualmente aceito para aplicações biomédicas, enquanto o *drift* e o tempo de resposta mantiveram-se em

níveis adequados para monitoramento. A análise estatística, incluindo simulações pelo método de Monte Carlo, confirmou a consistência entre os canais e a reprodutibilidade do arranjo multiponto, atendendo aos objetivos de caracterização e de teste do subsistema em diferentes condições de carga.

A integração dos seis sensores encapsulados ao capacete ortopédico e a realização de ensaios em manequim pediátrico demonstraram a viabilidade do uso do sistema em órteses cranianas. O protótipo foi capaz de registrar, em regime estável, a distribuição espacial das pressões aplicadas, permitindo identificar zonas de maior carregamento e fornecer informações objetivas para ajustes na órtese. Dessa forma, o objetivo específico de determinar a viabilidade de uso do sistema em contexto de órteses cranianas foi alcançado, indicando potencial de aplicação clínica para apoio à tomada de decisão em tratamentos de deformidades cranianas posicionais.

Algumas limitações, contudo, devem ser consideradas. O uso de substratos de papelão e o encapsulamento em EVA, embora adequados para prototipagem, restringem a durabilidade mecânica em uso prolongado. O sistema ainda depende de calibração periódica e os ensaios foram realizados em manequim estático, não contemplando movimentação espontânea ou variações fisiológicas presentes em pacientes reais. Além disso, o microcontrolador empregado não dispõe, na configuração atual, de recursos de comunicação segura e integração nativa com sistemas hospitalares.

Como desdobramentos futuros, destacam-se a substituição de substratos frágeis por polímeros estruturais obtidos por impressão 3D de maior desempenho, o uso de eletrônica flexível para aumentar a vida útil dos sensores e a migração para plataformas de processamento com melhor capacidade de comunicação e segurança de dados. Ensaios clínicos em ambiente controlado serão essenciais para validar o desempenho do sistema em pacientes, bem como para refinar protocolos de calibração e uso. Adicionalmente, a incorporação de técnicas de machine learning pode contribuir para a identificação automática de padrões de pressão e suporte avançado à decisão clínica.

Em síntese, o trabalho cumpriu os objetivos propostos ao desenvolver, caracterizar e integrar um sistema multiponto de monitoramento de pressões em órteses cranianas pediátricas, oferecendo uma solução tecnicamente viável e com potencial de expansão para outras aplicações ortopédicas e de reabilitação. O protótipo estabelece uma base concreta para a evolução de dispositivos embarcados voltados à personalização de tratamentos em ortopedia pediátrica, fortalecendo a interface entre Controle, Automação e Engenharia aplicada à saúde.

Referências

1. Dzedzickis A, Sutinyš EB, et al. (2020) Polyethylene-carbon composite (Velostat®) based tactile sensor. *Polymers* 12(12):2905. <https://doi.org/10.3390/polym12122905>
2. Perrone ER (2021) Development of a self-powered piezo-resistive smart insole equipped with low-power BLE connectivity for remote gait monitoring. *Sensors* 21(9):3123. <https://doi.org/10.3390/s21093123>

3. Yuan Y, Li Z (2022) Flexible piezoresistive sensors based on polymer composites for biomedical applications: a review. *Biosensors* 12(7):456. <https://doi.org/10.3390/bios12070456>
4. Zhang Y, Zeng J, Wang Y, Jiang G (2024) Flexible three-dimensional force tactile sensor based on Velostat piezoresistive films. *Sensors and Actuators A: Physical* 364:114552. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2023.114552>
5. Webster JG (ed) (2020) *Medical Instrumentation: Application and Design*, 5th ed. Wiley, Hoboken
6. Van Wijk RM, et al. (2014) Helmet therapy in infants with positional skull deformation: a pragmatic randomized controlled trial. *BMJ* 348:g2741. <https://doi.org/10.1136/bmj.g2741>
7. Rogers GF (2021) Current perspectives on positional plagiocephaly. *Semin Pediatr Neurol* 38:100890. <https://doi.org/10.1016/j.spen.2021.100890>
8. Otto C, Iniewski K (2014) *Wearable Sensors: Fundamentals, Implementation and Applications*. CRC Press, Boca Raton
9. Han JW, Park N-Y (2022) Stretchable and conductive cellulose/conductive polymer composite films for on-skin strain sensors. *Materials* 15(14):5009. <https://doi.org/10.3390/ma15145009>
10. Kosiński P, Czernicki J (2020) Pressure ulcer prevention and treatment—review of the literature. *J Wound Care* 29(7):409–417. <https://doi.org/10.12968/jowc.2020.29.7.409>
11. Maklebust J, Sieggreen M (2001) *Pressure Ulcers: Guidelines for Prevention and Management*, 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia
12. Amjadi M, Kyung K-U, Park I, Sitti M (2016) Stretchable, skin-mountable, and wearable strain sensors and their potential applications: a review. *Adv Funct Mater* 26(11):1678–1698. <https://doi.org/10.1002/adfm.201504755>
13. Ding Y, Xu T, Onyilagha O, Fong H, Zhu Z (2018) Recent advances in flexible and wearable pressure sensors based on piezoresistive 3D monolithic conductive sponges. *Small* 14(45):1803058. <https://doi.org/10.1002/smll.201803058>
14. Yamada T, Hayamizu Y, Yamamoto Y, Yomogida Y, Izadi-Najafabadi A, Futaba DN, Hata K (2011) A stretchable carbon nanotube strain sensor for human-motion detection. *Nat Nanotechnol* 6:296–301. <https://doi.org/10.1038/nnano.2011.36>
15. Park J, Lee Y, Hong J, Ha M, Jung Y-D, Lim H, Kim SY, Ko H (2014) Tactile-direction-sensitive and stretchable electronic skins based on human-skin-inspired interlocked microstructures. *ACS Nano* 8(12):12020–12029. <https://doi.org/10.1021/nn505953t>
16. Hopkins J, et al. (2020) Environmental effects on flexible resistive sensors: long-term stability analysis. *IEEE Sens J* 20(5):2562–2570. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2956789>
17. Lipomi DJ, Vosgueritchian M, Tee BC-K, Hellstrom SL, Lee JA, Fox CH, Bao Z (2011) Skin-like pressure and strain sensors based on transparent elastic films of carbon nanotubes. *Nat Nanotechnol* 6:788–792. <https://doi.org/10.1038/nnano.2011.184>

18. Dagdeviren C, Joe P, Tuzman OL, Park K-I, Lee KJ, Shi Y, Huang Y, Rogers JA (2016) Recent progress in flexible and stretchable piezoelectric devices for mechanical energy harvesting, sensing and actuation. *Extreme Mech Lett* 9:269–281. <https://doi.org/10.1016/j.eml.2016.04.016>
19. Zhao X, Hua Q, Yu R, Pan C, Wang ZL (2015) Flexible, stretchable and wearable multifunctional sensor based on nanogenerator. *ACS Nano* 9(9):8578–8585. <https://doi.org/10.1021/acsnano.5b03803>
20. Chen X, et al. (2020) MEMS capacitive pressure sensors: a review on recent development and applications. *Micromachines* 11(8):693. <https://doi.org/10.3390/mi11080693>
21. Wang J, et al. (2020) Flexible multipoint pressure sensors and their applications in healthcare monitoring. *Adv Healthc Mater* 9(15):2001150. <https://doi.org/10.1002/adhm.202001150>
22. Kciuk S, Kowalik R (2023) Recent advances in flexible sensors for biomedical applications. *Sensors* 23(14):6420. <https://doi.org/10.3390/s23146420>
23. Dzedzickis A, Sutinyš E, Bucinskas V (2021) Challenges in long-term stability of polymer-based piezoresistive sensors. *Sensors* 21(6):2120. <https://doi.org/10.3390/s21062120>
24. Mannsfeld SCB, Tee BC-K, Stoltenberg RM, Chen CVH, Barman S, Muir BVO, Sokolov AN, Reese C, Bao Z (2010) Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers. *Nat Mater* 9:859–864. <https://doi.org/10.1038/nmat2834>
25. Yao S, Zhu Y (2014) Wearable multifunctional sensors using printed stretchable conductors made of silver nanowires. *Nanoscale* 6(4):2345–2352. <https://doi.org/10.1039/c3nr05496a>
26. Wang X, Gu Y, Xiong Z, Cui Z, Zhang T (2014) Silk-molded flexible, ultrasensitive, and highly stable electronic skin for monitoring human physiological signals. *Adv Mater* 26(9):1336–1342. <https://doi.org/10.1002/adma.201304248>
27. Esashi M (2014) Fabrication technology of MEMS sensors. *Microsyst Technol* 20:733–743. <https://doi.org/10.1007/s00542-014-2155-3>
28. Martinez A, Da Silva HP, Gomes D, Almeida A, Oliveira A (2019) Data security and privacy in wireless body area networks for healthcare applications. *J Med Syst* 43(7):210. <https://doi.org/10.1007/s10916-019-1367-2>
29. Martinez-Cesteros J, Medrano-Sanchez C, Plaza-Garcia I, Igual-Catalan R, Albiol-Pérez S (2021) A Velostat-based pressure-sensitive mat for center-of-pressure measurements: A preliminary study. *Int J Environ Res Public Health* 18(11):5958. <https://doi.org/10.3390/ijerph18115958>
30. Kciuk M, Kowalik Z, Lo Sciuto G, Ślowski S, Mastrostefano S (2023) Intelligent medical Velostat pressure sensor mat based on artificial neural network and Arduino embedded system. *Appl Syst Innov* 6(5):84. <https://doi.org/10.3390/asi6050084>
31. Hopkins M, Vaidyanathan R, McGregor AH (2020) Examination of the performance characteristics of Velostat as an in-socket pressure sensor. *IEEE Sens J* 20(13):6992–7000. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2020.2978431>

32. Park N-Y, Eom S-H, Lee E-H (2024) A guideline for fabricating flexible sensors using Velostat film for personalized prosthetic sockets. *Appl Sci* 14(2):734. <https://doi.org/10.3390/app14020734>
33. Smulders F, Veenstra B, Goossens RHM, Molenbroek JFM (2023) Dense 3D pressure discomfort threshold map of the human head, face and neck. *Applied Ergonomics* 105:103850. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2022.103850>
34. Atallah S, Al Sukhun J, Eppley BL, Darwich M, Hachem F (2025) Customized 3D printed helmet in the treatment of metopic craniosynostosis: A case report. *Front Pediatr* 13:1474412. <https://doi.org/10.3389/fped.2025.1474412>
35. Niu J, Ma Y, Li X, Fan X, Wang J, Dong J (2019) A novel helmet fit-ness evaluation device based on the flexible pressure sensor matrix. *Sensors* 19(18):3823. <https://doi.org/10.3390/s19183823>
36. Kropla P, Meyer S, Skorupa M, Radeloff E, Wójcicki P (2023) Development of an individual helmet orthosis for infants with deformational plagio-cephaly: Concept and pilot study. *Child's Nervous System* 39(8):1997–2006. <https://doi.org/10.1007/s00381-023-05982-8>
37. Montgomery DC (2019) *Design and Analysis of Experiments*, 10th ed. Wiley
38. Ruxton GD, Beauchamp G (2008) Time for some a priori think-ing about post hoc testing. *Behavioral Ecology* 19(3):690–693. <https://doi.org/10.1093/beheco/arn020>
39. Goodman SN, Fanelli D, Ioannidis JPA (2016) What does research reproducibility mean? *Science Translational Medicine* 8(341):341ps12. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.aaf5027>
40. Hubert M, Van der Veeken S (2008) Outlier detection for skewed data. *Journal of Chemometrics* 22(3–4):235–246. <https://doi.org/10.1002/cem.1123>
41. Filzmoser P, Maronna R, Werner M (2008) Outlier identification in high dimensions. *Computational Statistics & Data Analysis* 52(3):1694–1711. <https://doi.org/10.1016/j.csda.2007.05.018>
42. Khan Academy. Khan Academy – Recursos educacionais abertos. Disponível em: <https://www.khanacademy.org/>. Acesso em: 20 setembro 2025.
43. ISO 5725-1 (1994) Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results — Part 1: General principles and definitions. International Organization for Standardization, Geneva. Disponível em: <https://www.iso.org/standard/11833.html>
44. JCGM 100:2008. Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM 1995 with minor correc-tions). Joint Committee for Guides in Metrology (BIPM). Disponível em: https://www.bipm.org/documents/20126/2071204/JCGM_100_2008_E.pdf
45. Horowitz P, Hill W (2015) *The Art of Electronics*, 3rd ed. Cambridge University Press, Cambridge. (ver cap. sobre divisores de tensão)
46. Minitab (2025) Gage Linearity and Bias Study — Support. “Use Gage Linearity and Bias Study to assess the accuracy of your measurement device across its operating range.” Disponível

- em: <https://support.minitab.com/en-us/minitab/help-and-how-to/modules/measurement-system-analysis/bias-study/perform-gage-linearity-and-bias-study/gage-linearity-and-bias-study/>
47. Harris LG, et al. (2014). Design and fabrication of a piezoresistive tactile sensor for biomedical applications. University of Guelph. Disponível em: <https://atrium.lib.uoguelph.ca/server/api/core/bitstreams/07abd69f-6a44-4649-9157-1a7e0976356f/content>
 48. Cui X, et al. (2022). Flexible pressure sensors via engineering microstructures for wearable electronics. *iScience* 25(6):104418. <https://doi.org/10.1016/j.isci.2022.104418>
 49. Zong X, et al. (2024). Polymer-based flexible piezoresistive pressure sensors: materials, design and applications. *Composites Part B: Engineering* 276:110703. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2024.110703>
 50. Mitkus R, Kesminas V, Böl M. (2025). Experimental investigation of sensitivity changes during encapsulation of piezoelectric composite materials. *Scientific Reports* 15:15318. <https://doi.org/10.1038/s41598-025-16973-8>

Apêndice A Parte I - Ensaios adicionais de calibração estática dos protótipos S1–S3

Com o objetivo de verificar a reprodutibilidade da resposta tensão–pressão nos filmes de Velostat[®], foram fabricados três protótipos-sensores (S1–S3) com a mesma geometria e condição de montagem do sensor de referência utilizado na Parte 1 da dissertação. Cada protótipo foi submetido ao mesmo protocolo de calibração estática, com aplicação de massas sobre a área ativa e registro da tensão em regime estacionário para cada patamar de pressão.

A Tabela A1 resume as principais métricas de ajuste obtidas para os três protótipos, considerando a relação tensão–pressão em regime estacionário. Observa-se que todos os sensores apresentaram coeficientes de determinação elevados, erros médios baixos e sensibilidades de mesma ordem de grandeza, indicando comportamento coerente entre as unidades testadas.

Tabela A1: Métricas de calibração estática dos protótipos S1–S3 em regime estacionário.

Sensor	R^2	RMSE (V)	MAE (V)	Sensibilidade (V/kPa)
S1	0,914	0,130	0,113	-15,07
S2	0,940	0,073	0,067	-10,31
S3	0,911	0,081	0,072	-9,20

As curvas tensão–pressão correspondentes são apresentadas na Figura A.1, em que se observa a sobreposição das tendências de resposta dos três protótipos ao longo da faixa de operação investigada.

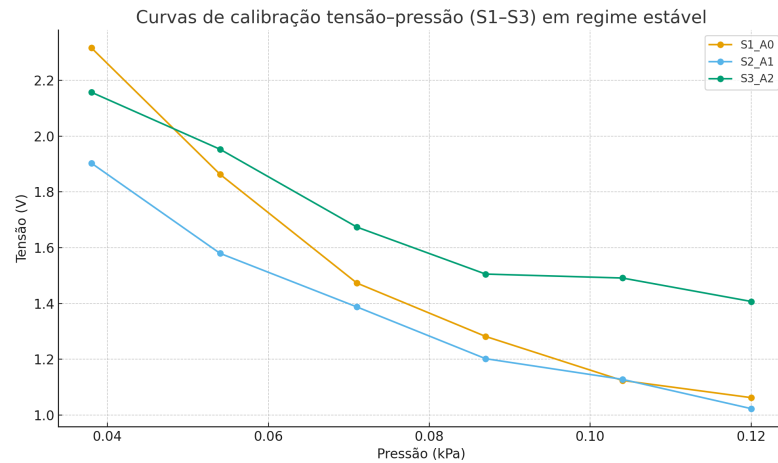


Fig. A.1: Curvas de calibração tensão-pressão dos protótipos S1-S3 em regime estável.

Apêndice B Parte II - Resultados completos dos canais

Nesta seção são apresentados os gráficos individuais de todos os canais (A0-A5) para complementar as análises do Capítulo 4.

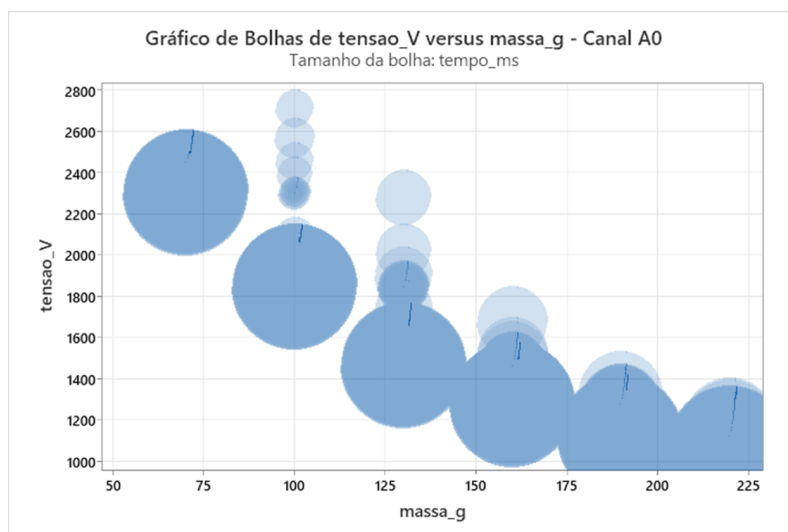


Fig. B.1: Curva de calibração do canal A0 (Elaboração própria.)

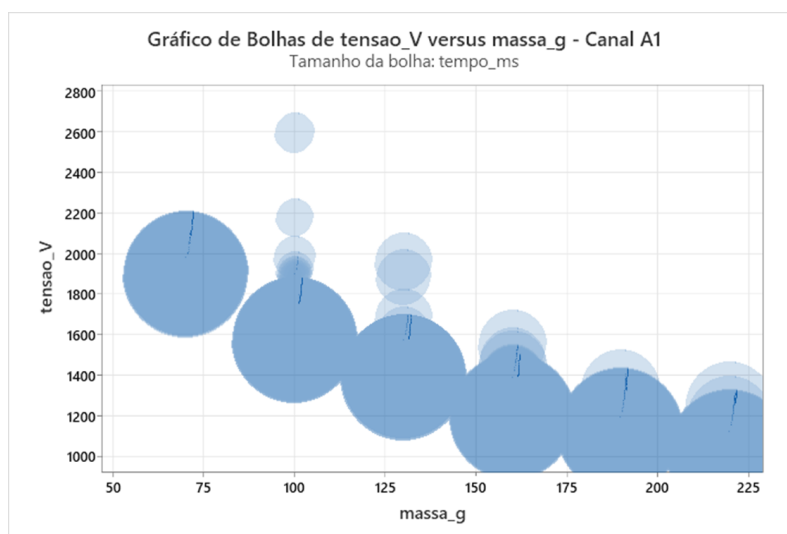


Fig. B.2: Curva de calibração do canal A1 (Elaboração própria.)

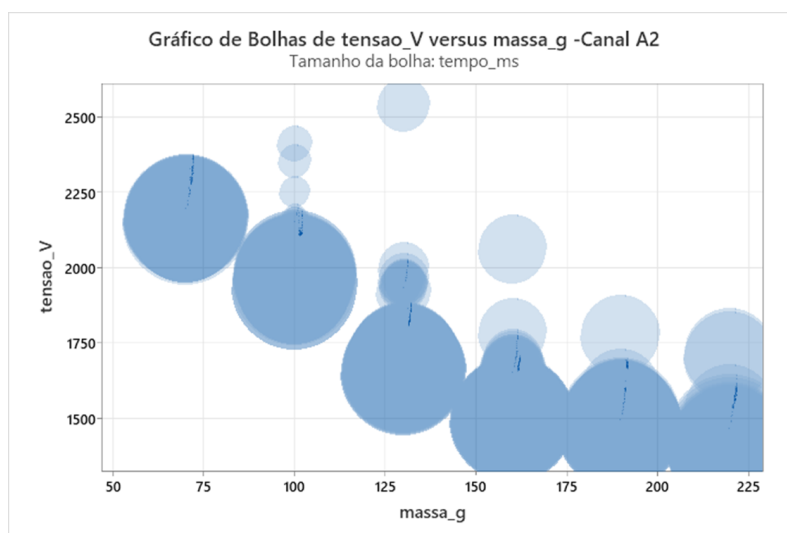


Fig. B.3: Curva de calibração do canal A2 (Elaboração própria.)

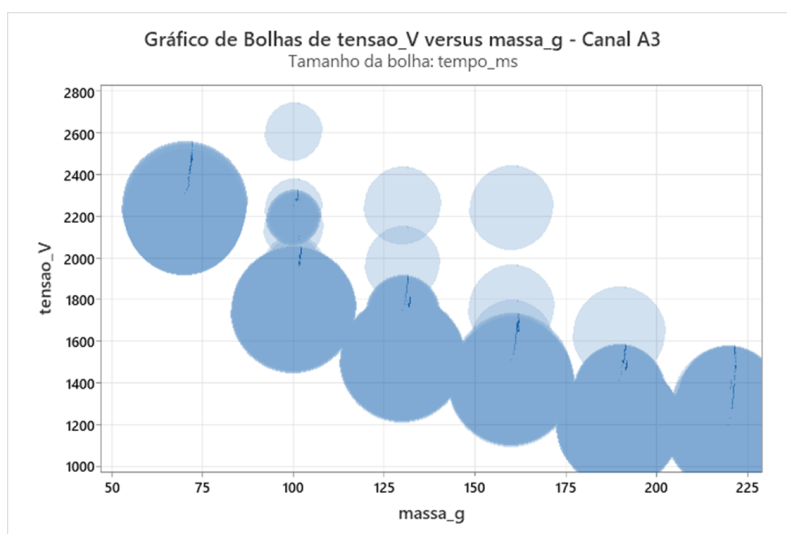


Fig. B.4: Curva de calibração do canal A3 (Elaboração própria.)

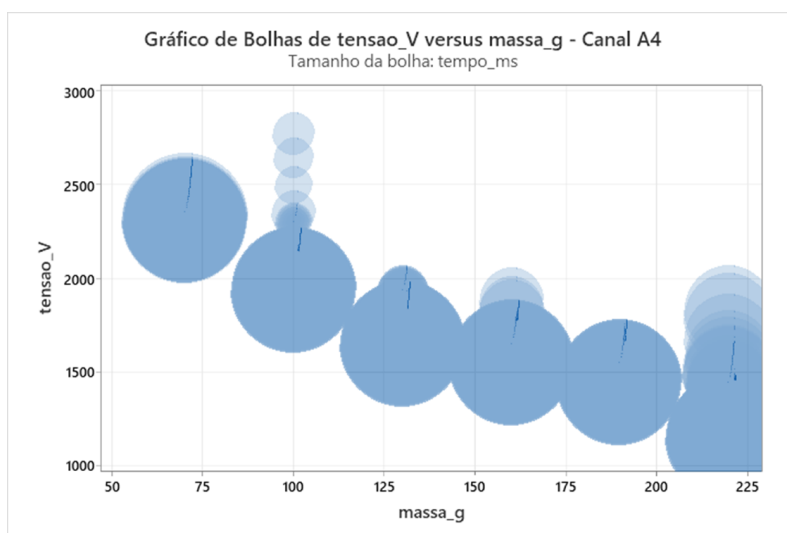


Fig. B.5: Curva de calibração do canal A4 (Elaboração própria.)

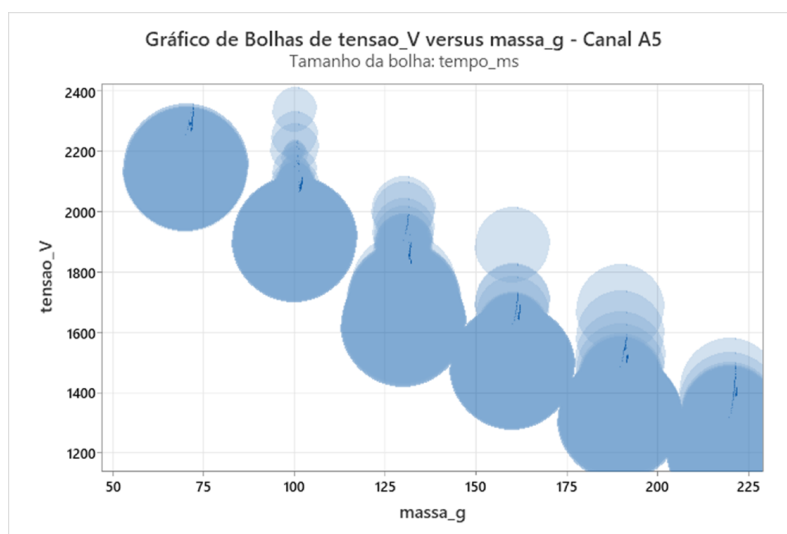


Fig. B.6: Curva de calibração do canal A5 (Elaboração própria.)

Apêndice C Parte II - Relatórios de linearidade (Minitab)

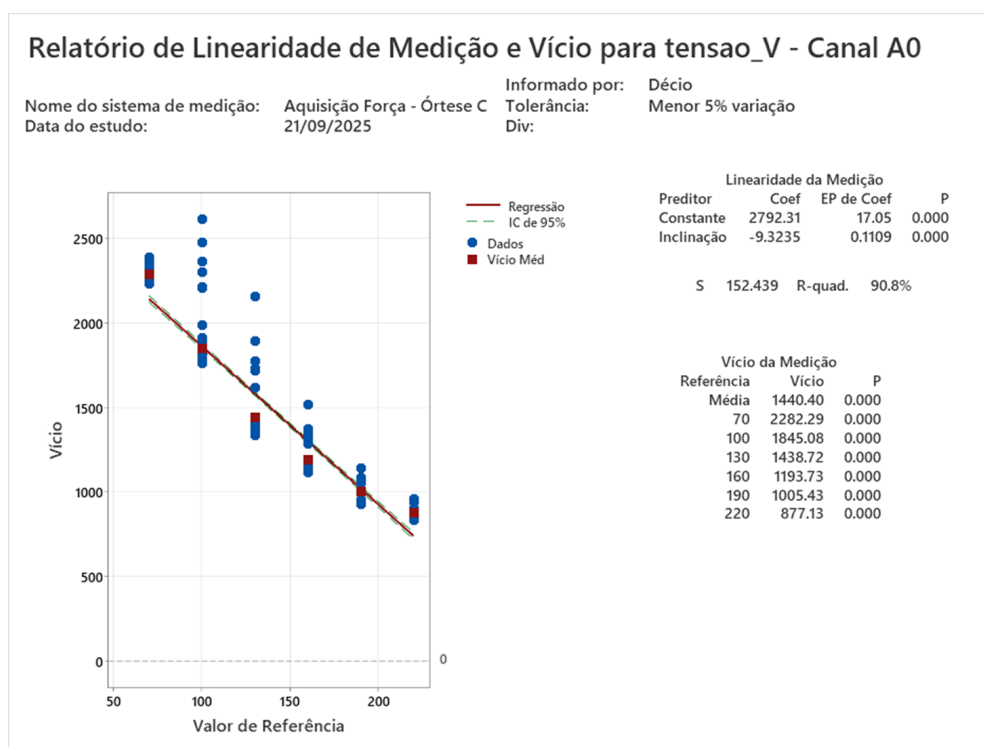


Fig. C.1: Relatório de linearidade para o canal A0 (Elaboração própria.)

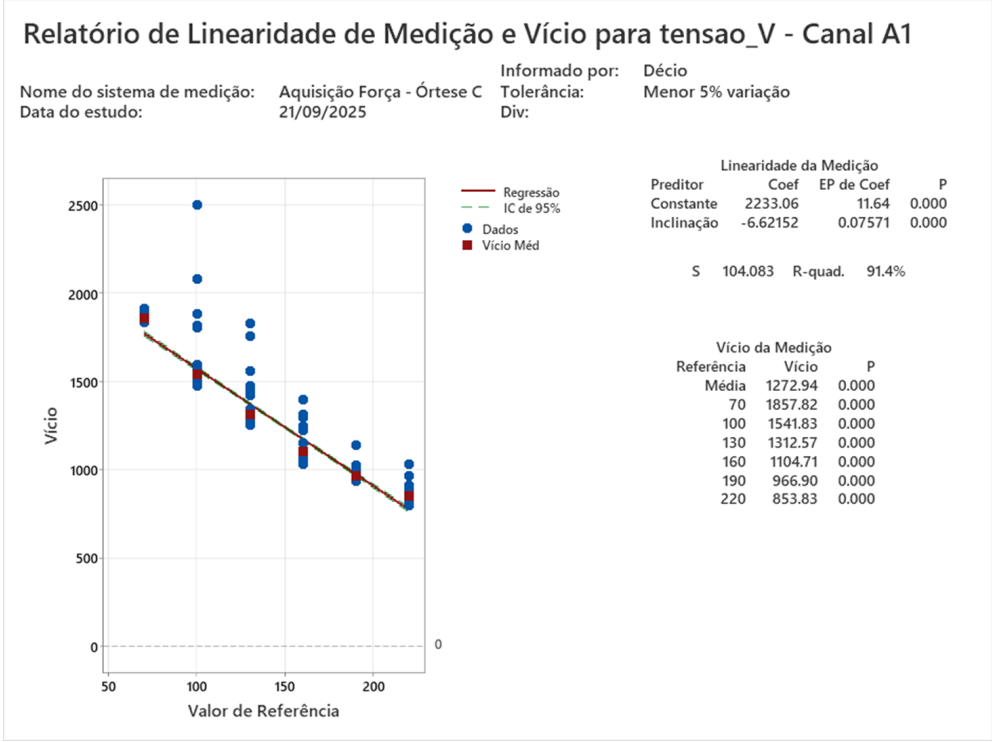


Fig. C.2: Relatório de linearidade para o canal A1 (Elaboração própria.)

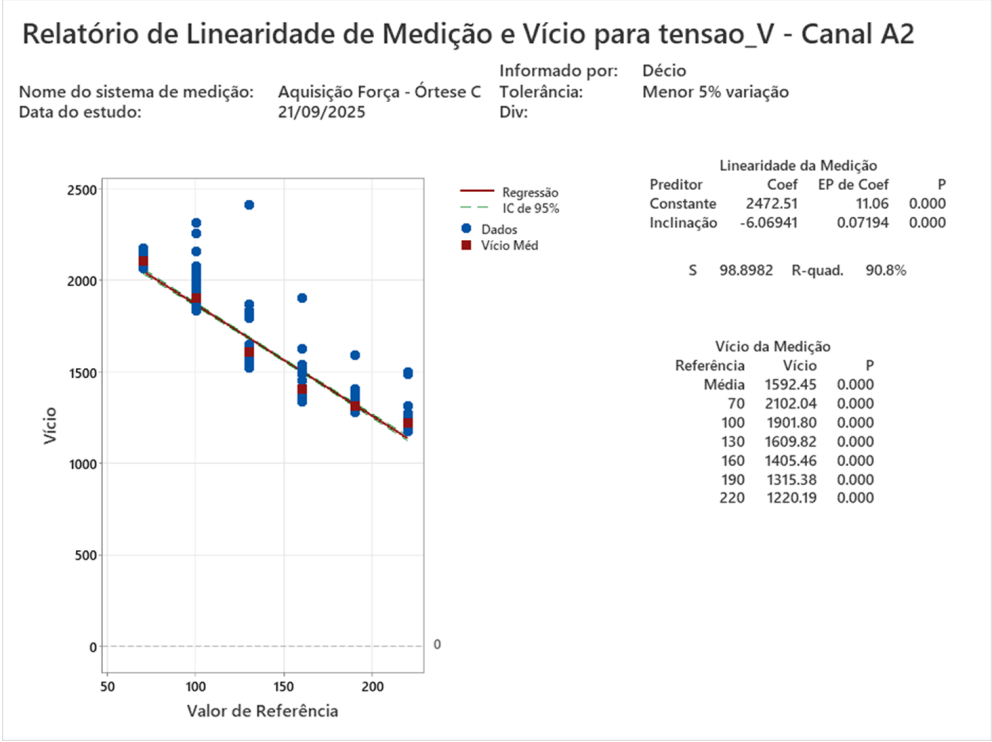


Fig. C.3: Relatório de linearidade para o canal A2 (Elaboração própria.)

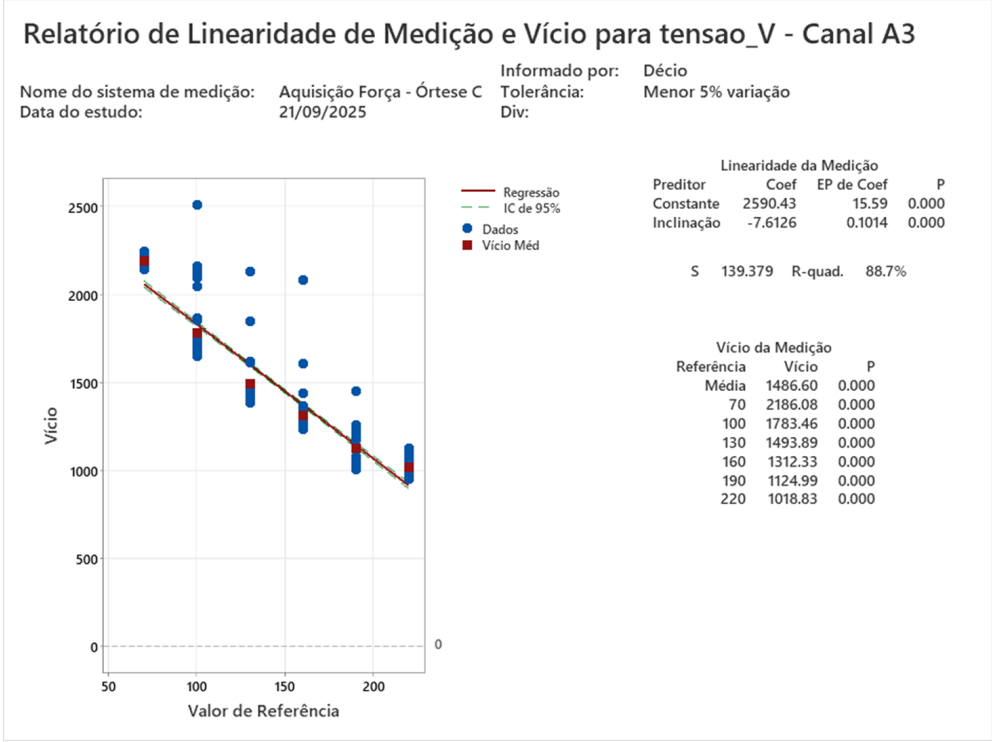
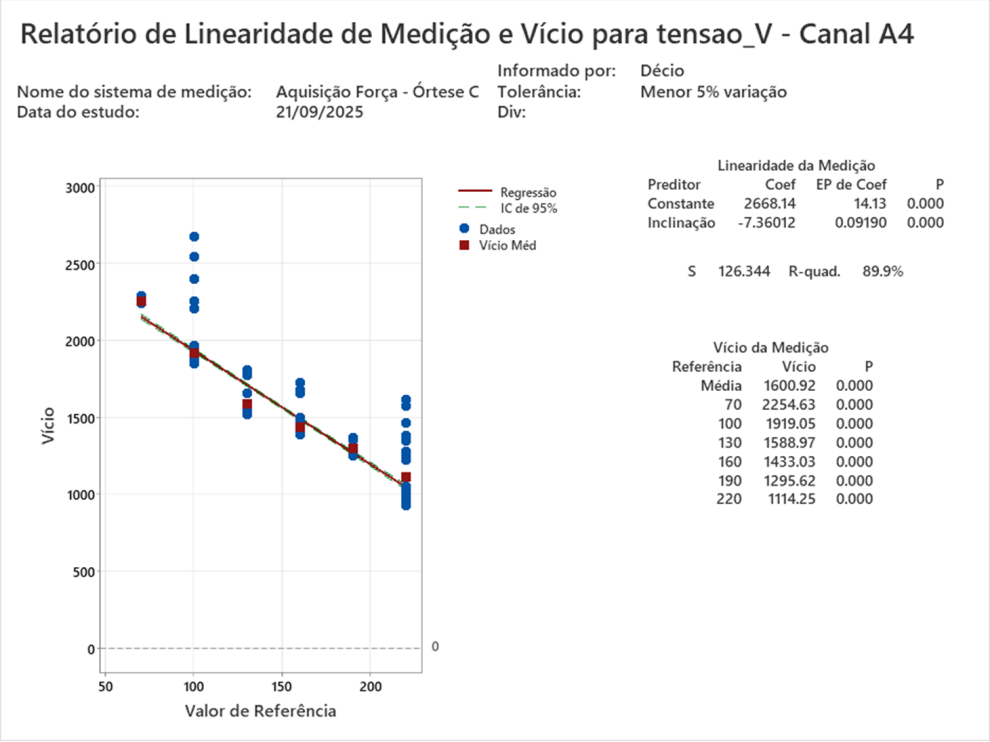


Fig. C.4: Relatório de linearidade para o canal A3 (Elaboração própria.)



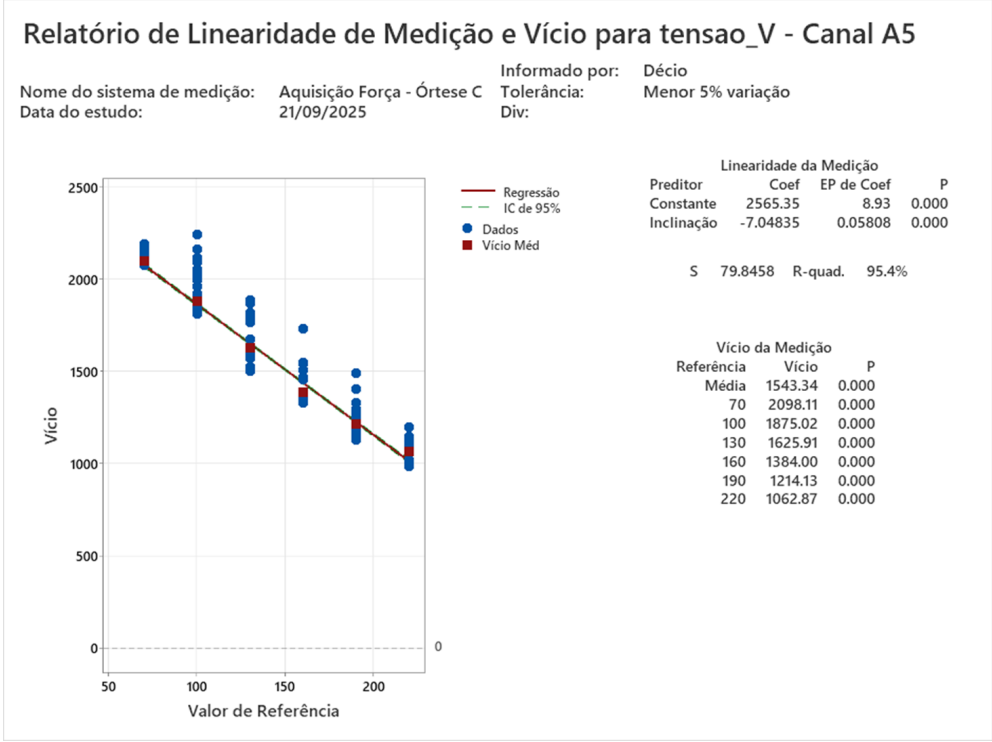


Fig. C.6: Relatório de linearidade para o canal A5 (Elaboração própria.)

Apêndice D Parte II - Códigos e fluxos

Os códigos utilizados para aquisição, análise de dados e o software de calibração e visualização encontram-se disponíveis em repositório GitHub: <https://github.com/alonedecio/Sistema-Integrado-de-Monitoramento-de-Press-es-em-rteses-Cranianas-Pedi-tricas>.